

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie mécanique

Personnalisation de la répartition des forces de support d'une surface de lit pour un confort optimal en décubitus dorsal

Mémoire de maîtrise
Spécialité : Génie mécanique

Tong ZHANG

Jury : Denis RANCOURT (directeur)
Alain DESROCHERS (codirecteur)
Eve LANGELIER
Alexandre GIRARD

Résumé

L'objectif de cette étude de lit était de déterminer si supporter le corps avec un lit procurant une répartition de forces égale à sa propre distribution de poids permettrait un meilleur confort. Pour ce faire, un lit instrumenté muni de 40 lattes indépendantes actionnées verticalement a nouvellement été développé. En y intégrant un système de mesure des forces de support, un asservissement direct des forces de support est réalisé. Sur ce lit instrumenté, des répartitions cibles personnalisées (*Data-Driven* et modèle photogrammétrie) et des répartitions cibles génériques (des mannequins 50^e percentile homme et femme) étaient présentées à 28 sujets couchés sur le dos. Chaque sujet rapportait le classement de ses préférences vis-à-vis les quatre cibles de répartitions de forces. Un indicateur de confort quantitatif, appelé *erreur de poids* (*Weight Mismatch*), a été calculé pour quantifier la disparité entre la répartition réelle des forces mesurées et la distribution de poids cranio-caudal du sujet. Les résultats montrent que les cibles personnalisées de répartition des forces de support étaient subjectivement préférées à leurs homologues génériques. De plus, ces cibles personnalisées de répartition des forces de support généraient des *erreurs de poids* plus faibles. En examinant toutes les cibles de répartition des forces de support de tous les sujets, celles qui étaient subjectivement préférées corrélaient systématiquement avec les plus petits résultats d'erreurs de poids. Selon ces résultats, la personnalisation de la répartition des forces de support selon la distribution de poids cranio-caudal de l'individu assurerait un confort supérieur. Le cadre de cette étude s'est concentré sur le décubitus dorsal (couché sur le dos), mais ce lit instrumenté pourrait également servir pour étudier le décubitus latéral ou ventral. Par ailleurs, à ce stade-ci de la recherche, la méthodologie expérimentale s'est penchée sur le support à court terme (1 h) plutôt que sur une nuit complète.

Mots clés : Confort quantitatif, confort subjectif, anthropométrie, lit instrumenté, décubitus dorsal.

Remerciements

Mon parcours à l'Université de Sherbrooke a débuté il y a huit ans déjà. En décembre 2016, alors que je terminais mon Baccalauréat en génie mécanique, je décidais d'amorcer une Maîtrise en génie mécanique dès janvier 2017. Durant ces trois dernières années de mes études universitaires, j'ai beaucoup appris et grandi tant au niveau de mes habiletés d'ingénieur qu'au niveau de mes aptitudes professionnelles. Je tiens donc à saisir cette occasion pour remercier les gens qui m'ont accompagné dans ce cheminement. D'abord, François Martel qui m'a aidé dans chaque étape de ma maîtrise, que ce soit la conception mécanique et électronique du lit instrumenté, la programmation dans LabVIEW et l'assemblage et le débogage du lit instrumenté, tu étais toujours là pour répondre à mes questions. J'apprécie énormément ton aide et ta collaboration dans la réalisation de mon projet de maîtrise. Je te souhaite le meilleur des succès pour tes études doctorales. Ensuite, j'aimerais remercier mon directeur de recherche, Denis Rancourt pour son soutien dans l'avancement de chaque volet du projet, pour son leadership lorsque la direction du projet était embrouillée et pour ses conseils lors de la rédaction de l'article scientifique. J'ai beaucoup appris sur la façon de mener des études scientifiques de manière « *Clear-cut* » ainsi que sur l'importance de remettre en question les fondements de ce qu'on connaît réellement. Ton dévouement à améliorer le monde et la société via de nouvelles manières d'enseigner et via tes projets de recherche, tels ceux sur le cancer, la course et le confort, m'inspire énormément. Enfin, j'aimerais remercier mon codirecteur de recherche, Alain Desrochers pour son appui continu, ses suggestions et sa perspective dans le projet.

Dans un autre volet de remerciements, j'aimerais souligner l'appui de ma copine Jenniffer Szmelcynger pour son support moral et son appui quotidien durant mes recherches universitaires. De plus, j'aimerais remercier mes amis et collègues qui ont rendu la vie agréable dans les locaux de l'Université de Sherbrooke et dans la région de l'Estrie. J'aimerais également remercier les participants de mon étude expérimentale, votre participation a contribué au succès de mes recherches.

Finalement, je tiens à dédier les derniers remerciements à mes parents qui m'ont continuellement encouragé et soutenu dans ma quête d'une éducation supérieure et d'une vie meilleure. Aujourd'hui, je me rends compte de la chance que j'ai d'être dans ce monde et d'avoir l'opportunité d'accomplir mes rêves. Merci pour tout!

Tables des matières

Résumé	i
Remerciements	iii
Chapitre 1. Introduction	1
Chapitre 2. Revue de la littérature	4
2.1. Systèmes matelas-lit et support du corps	4
2.2. Formulations du confort des matelas-lits	5
2.2.1 Réduction de la pression de contact et élimination des points de pression	5
2.2.2 Minimisation des contraintes internes par l'alignement de la colonne vertébrale	6
2.2.3 Minimiser la génération de contraintes internes par la répartition des forces	12
2.3 Techniques de mesure anthropométrique	15
2.4 Évaluation du confort subjectif	17
Chapitre 3. Objectifs principal et spécifiques	19
Chapitre 4. Lit instrumenté et contrôle direct de la répartition des forces	20
4.1 Besoins du lit instrumenté	20
4.2 Choix de conception du lit instrumenté	21
4.3 Algorithme de contrôle de la répartition des forces de support	24
4.4 Discussion et limitations du lit instrumenté	29
4.5 Cahier des charges pour une deuxième version du lit instrumenté	31
Chapitre 5. Étude expérimentale sur le confort de la personnalisation et la répartition des forces de support	33
Abstract	35
5.1. Introduction	36
5.2. Methodology	37
General protocol	37

Construction of target force distributions	38
Construction of converged slat profiles.....	39
Bed surface subjective comfort assessment.....	40
Quantitative comfort index	40
5.3. Results	41
5.4. Discussion.....	45
Chapitre 6. Peaufinage pour un confort « parfait »	48
6.1 Processus de peaufinage	48
6.2 Exemple du processus de peaufinage.....	50
6.3 Résultats de l'évaluation du confort subjectif des profils peaufinés	53
6.4 La quantité d'ajustements et le confort subjectif	55
Chapitre 7. Conclusion	57
Liste de références	59
Annexe A. Interface LabVIEW.....	61
Annexe B. Schématique des circuits imprimés.....	62
Annexe C. Distribution de puissance et boîte électrique.....	64
Annexe D. Problématique du contrôle par port série des 40 actionneurs linéaires	66
Annexe E. Protocole de recherche de l'étude expérimentale sur le confort	67
Annexe F. Formulaire de consentement de l'étude sur le confort	76

Liste des figures

Figure 1. Décubitus dorsal « semi-fowler » (Defloor, 2000)	5
Figure 2. Alignement optimal de la colonne vertébrale en décubitus latéral (Haex, 2004).....	6
Figure 3. a) Schéma et emplacement (mm) des capteurs d'enfoncement du lit de (Verhaert, 2011) et b) Exemples d'empreintes d'enfoncement pour les positions de décubitus dorsal et latéral (Verhaert, 2011).	7
Figure 4. a) Prise de photo des plans sagittal et frontal; b) Extraction des contours; c) Construction d'un modèle virtuel du corps; d) Corrélation entre les empreintes d'enfoncement et la position du dos. (Verhaert, 2011)	7
Figure 5. Schéma de contrôle du lit actif avec comme référence la forme optimale de la colonne vertébrale. L'utilisation d'actionneurs modifie la précompression des huit zones de confort (Verhaert, 2011).	8
Figure 6. a) Tiges de métal glissant à travers les trous du lit expérimental. b) Vue globale du montage mesurant l'alignement de la colonne vertébrale. c) Lecture d'enfoncement. d) Schéma de composition des matelas testés (Zhong et al., 2014).	9
Figure 7. Analyse géométrique de l'alignement de la colonne vertébrale (Zhong et al., 2014).	9
Figure 8. Courbes d'alignement de la colonne prédites comparées aux courbes expérimentales (Zhong, 2014).	10
Figure 9. Méthodologie pour quantifier le confort selon la ressemblance avec la surface du dos (Wu et al., 2018)	11
Figure 10. Schéma du lit personnalisé avec six zones de raideurs différentes pour le décubitus latéral (Leilnahari et al., 2011).....	11
Figure 11. Position de la colonne vertébrale modélisé vs expérimental d'un sujet léger au tronc triangulaire ((Leilnahari et al., 2011). La vertèbre L ₅ se trouve proche de 0 de l'axe des x et la vertèbre C ₇ se trouve proche de 37 de l'axe des x.	12
Figure 12. Modèle mass-ressort d'un corps humain couché et le diagramme de corps libre d'une masse.	13

Figure 13. Approche de la personnalisation d'un matelas de mousse par évidement des cavités (Denninger et al., 2011).....	14
Figure 14. Exemple de tranches du corps utilisées dans la modélisation du corps (Denninger et al., 2011).	14
Figure 15. Les répartitions des forces de support (en kg) cibles (barres noires) vs les répartitions des forces de support mesurées (barres blanches) (Denninger et al., 2011).	15
Figure 16. a) Anthropomètre (Lafayette Instruments). b) Goniomètre (Baseline Instruments)	15
Figure 17. Méthode d'estimation du volume anthropométrique par la photogrammétrie.	16
Figure 18. Actionneur linéaire à moteur DC avec balais (source : Servocity)	22
Figure 19. Contrôleur moteur Jrk 3A Polulu (Robotshop) et schéma du circuit de contrôle en chaine (Polulu Corporation).....	22
Figure 20. Vue interne du lit instrumenté et des quatre roulements à rainures sur les rails formés de cornières.	22
Figure 21. Intégration de la cellule de charge d'une latte du lit instrumenté.....	23
Figure 22. a) Carte d'acquisition NI-6001 USB et b) Circuit électronique du contrôle des multiplexeurs.	24
Figure 23. Circuit imprimé de l'acquisition et du conditionnement de 10 signaux.....	24
Figure 24. Schéma visuel du contrôle de la répartition des forces de support.....	26
Figure 25. Schéma de la latte en position 0 po de hauteur avec les cellules de forces protégées contre les surcharges.....	27
Figure 26. Évolution du profil des lattes durant 40 itérations de convergence en force	28
Figure 27. Comparaison entre la répartition cible des forces (cyan) et les répartitions mesurées des forces durant 40 itérations de convergence en force.....	28
Figure 28. Somme des erreurs (N) en force entre les mesures et la répartition cible durant 40 itérations de convergence.	29
Figure 29. Customized laboratory instrumented bed composed of 40 motorized adjacent slats	37

Figure 30. Generic A, Generic B, and Data-driven target force distributions compared to photogrammetry distribution (dash lines) for a typical male	39
Figure 31. Three axes of comfort analysis	41
Figure 32. Subjective rankings for all 4 target force distributions and their average rank for 28 subjects.	42
Figure 33. Typical subject illustrations of: a) Actual force distribution from all 4 targets compared to body weight distribution; b) slat profiles from all 4 targets compared to back contour in the sagittal plane.	43
Figure 34. Quantitative comfort index for all 4 targets across subjects: (Above) Weight Mismatch Rate (%); target force distributions are in black; actual force distributions are in white. (Below) Average Back Contour Mismatch in cm.	43
Figure 35. Performance of quantitative comfort index in rank, classified per subjective rank	44
Figure 36. Subjective rank 1 prediction rate using different quantitative indexes as predictors in a multinomial logistic regression model. Perfect matches of rank 1 are shown in blue. Predicted favorites matching subjective rank 1 or rank2 are shown in red.....	45
Figure 37. Fonction en forme de cloche $\cos^2(i)$ et exemple de gains pour une augmentation max de 20%	49
Figure 38. Zones de peaufinage et séquence d'exécution.....	50
Figure 39. Comparaison entre les profils originalement convergés et les profils peaufinés des quatre cibles de répartition de forces de support pour un exemple typique (G17).	51
Figure 40. Exemple typique d'un sujet masculin (G17) : a) Comparaison des profils peaufinés des quatre cibles et b) comparaison des profils originalement convergés des quatre cibles.	52
Figure 41. Exemple typique d'un sujet féminin (F12) : a) Comparaison des profils peaufinés des quatre cibles et b) comparaison des profils originalement convergés des quatre cibles.....	53
Figure 42. Répartition moyenne de la quantité d'ajustements détaillée selon les régions anatomiques du dos, des fessiers et des jambes pour les quatre cibles de répartition de forces de support.	55
Figure 43. Illustration graphique de l'indicateur Quantité d'Ajustements (sujet G07).....	56
Figure 44. Rangs reclassés de l'indicateur Quantité d'Ajustements selon les rangs subjectifs (Axe 3). 56	

Figure 45. Aperçu de l'interface de l'algorithme de contrôle dans LabVIEW pour le contrôle direct de la répartition des forces de support	61
Figure 46. Schéma du circuit imprimé responsable d'accueillir à gauche les contrôleurs moteurs Pololu et à droite, l'amplification des signaux des cellules de charges.	62
Figure 47. Schéma du circuit imprimé responsable des changements des portes des multiplexeurs. ..	63
Figure 48. Schéma de la boîte d'alimentation et de la distribution électrique du lit instrumenté.	64
Figure 49. Photo de la boîte électrique de distribution de puissance électrique du lit instrumenté.	65
Figure 50. Installation des fils d'alimentations aux contrôleurs moteurs et emplacement des PCB d'acquisitions des signaux.	65

Liste des tableaux

Tableau 1. Raideurs normalisées utilisées pour aligner la colonne vertébrale en décubitus latéral pour quatre morphologies différentes (Leilnahari et al., 2011).....	12
Tableau 2. Four different target force distributions presented to a subject.	38
Tableau 3. Classements des préférences des cibles de répartition de forces de support allant de plus aimée (1) à moins aimée (4) pour les profils originalement convergés et pour les profils peaufinés. ..	54

Chapitre 1. Introduction

Le sommeil est une activité cruciale dans la vie de tout être humain. Chacun y passe près du tiers à dormir. Durant ce processus, le corps récupère et l'esprit se revitalise pour permettre à l'individu d'affronter les défis quotidiens. Une mauvaise qualité de sommeil peut engendrer des maux de dos et de la fatigue; tandis que le manque de sommeil est associé à plusieurs risques pour la santé, comme l'augmentation du rythme cardiaque, de la pression artérielle (Tochikubo et al., 1996), et la diminution des fonctions immunitaires (Spiegel et al., 2002).

Plusieurs facteurs sont responsables d'une qualité de sommeil satisfaisante, comme la luminosité, la température ambiante et du corps, et le bruit ambiant. Toutefois, le facteur central reste le support du corps que procure le système du matelas-lit. Un système matelas-lit est composé du matelas, mais aussi du sommier. Dépendamment de l'épaisseur du matelas et de ses propriétés mécaniques, l'influence du sommier peut être significative. Le terme « système matelas-lit » englobe donc un éventail plus complet de solutions. Durant le sommeil, le système matelas-lit joue un rôle important dans le support mécanique du corps. En l'absence des tâches significatives de support et d'immobilisation du corps, les muscles et les tissus conjonctifs sont moins chargés et peuvent donc récupérer (Nachemson et Elfström, 1970). Lorsque ces forces de support sont transférées au matelas, des pressions locales et des contraintes de cisaillement sont générées à l'interface du matelas et sur et à l'intérieur des tissus mous (peau, graisse, fascia et muscle), une situation qui pourrait générer de l'inconfort.

Dans la littérature, plusieurs hypothèses et théories entourent le concept de confort sur la manière de supporter un corps par un système de matelas-lit. Il en résulte des critères et des recommandations dans la conception et dans le choix des matelas. Nicol et Rusteberg (1993) ont investigué la diminution des pressions de contacts exercées sur les tissus mous et introduisent un tapis pour la mesure de pression. Cependant, une fois les points de pressions éliminés, l'intensité des pressions de contact ne semble pas corrélée à elle seule avec le niveau de confort, affirment Buckle et Fernandes (1998). Le confort semble dépendre d'un ensemble de facteurs plus vaste. Également, Buckle et Fernandes (1998) soutiennent que ce constat est partagé par des études sur le confort réalisées sur les sièges d'automobiles. Haex (2004) suggère qu'un système matelas-lit optimal devrait supporter le corps de sorte que la colonne vertébrale ait un minimum de contraintes internes. Dans cette ligne de pensée, Dolan et al. (1988) suggèrent qu'à l'état naturel et sans charge, la colonne vertébrale générerait des contraintes internes minimales. La forme naturelle non chargée de la colonne vertébrale est adoptée

comme critère quantitatif de confort par plusieurs études sur le confort de lit (Haex, 2004; Leilnahari et al., 2011; Verhaert, 2011; Wu et al., 2018). Suivant l'idée de minimisation des contraintes internes, Denninger et al. (2011) proposent un modèle de confort qui inclut les régions du corps précédemment omises, comme les membres inférieurs. Selon eux, le confort optimal est atteint lorsque la répartition des forces de support est égale, mais en direction opposée, à la distribution de poids dans l'axe craniocaudal de la personne couchée. Un support inadéquat dans ce contexte signifie que certaines structures anatomiques ne reçoivent pas suffisamment de support. Conséquemment, des forces sont transférées aux structures anatomiques voisines, générant ainsi des contraintes internes indésirables. Que ce soit pour contrôler la répartition des forces de support selon la distribution de poids d'un individu ou pour aligner la colonne vertébrale à sa forme naturelle non chargée, la personnalisation du système matelas-lit serait optimale selon des caractéristiques anthropométriques uniques à chacun (Haex, 2004).

Plusieurs approches technologiques existent pour aligner la colonne à sa courbure naturelle non chargée (Haex, 2004; Leilnahari et al., 2011; Verhaert, 2011; Wu et al., 2018) ou pour contrôler la répartition des forces de support (Denninger et al., 2011), la modification locale des raideurs étant une approche fréquemment retrouvée. Par exemple, Verhaert (2011) a utilisé un lit discrétisé actif sur le long avec huit zones à raideurs ajustables situées au niveau du tronc. Suivant une inspiration semblable, Denninger et al. (2011) ont usiné un quadrillage sur un matelas en mousse et ont évidé stratégiquement le cœur de chaque cube pour obtenir une raideur spécifique dans chaque carré du quadrillage.

L'ajustement d'un système matelas-lit par contrôle de raideur locale est toutefois un problème non trivial à résoudre. L'augmentation de la raideur d'une région du matelas affecte non seulement l'enfoncement de la section du corps qu'elle supporte, mais également celui des voisins. Ainsi, lorsque plusieurs régions changent de raideurs en même temps, il devient difficile de prédire le nouvel enfoncement et la répartition des forces résultantes. Des investigations par essais et erreurs sont souvent nécessaires avant d'obtenir des solutions acceptables (Leilnahari et al., 2011). De plus, la plage des valeurs de raideurs fonctionnelles est limitée, surtout pour les faibles valeurs de raideurs qui ne respectent pas les exigences de durabilité en fatigue des matelas. L'approche utilisée par Denninger et al. (2011) pour déterminer les plages de raideurs apparaît prometteuse, mais les tests de validation ont été effectués sur un échantillon limité de trois sujets. De plus, le montage expérimental qui a été considéré pour faire les tests de validation manquait d'ajustabilité et de potentiel de test à grande échelle, car chaque matelas personnalisé était fabriqué sur-mesure et ne pouvait être reconfiguré après

fabrication. Finalement, aucune validation de confort subjectif n'a confirmé le confort théorique de ces matelas personnalisés.

Dans le cadre de cette maîtrise, nous avons investigué le confort de support de lit en répartissant les forces de support selon la distribution de poids du sujet. Pour y arriver, une approche par contrôle direct en boucle fermée de la répartition des forces de support a été adoptée. Cette méthodologie de contrôle des forces de support nous distingue fondamentalement des études précédentes. Pour la mettre en œuvre, un nouveau lit instrumenté et actionné (avec matelas mince) a dû être développé. Ce lit instrumenté devrait être suffisamment ajustable et facile d'utilisation pour permettre d'effectuer des tests de validations impliquant une population nombreuse. Ayant cet outil en main, une étude expérimentale sur un nombre de sujets humains a été effectuée pour confirmer ou infirmer l'hypothèse selon laquelle le confort optimal serait atteint en supportant le corps selon une distribution de force équivalente à la distribution de poids des sujets. Nous avons validé le confort quantitatif théorique en évaluant d'abord le confort subjectif et ensuite, en établissant une corrélation entre ces confort subjectif et quantitatif.

Afin de mieux comprendre le contexte du confort des matelas-lits, le chapitre 2 présente une revue des formulations du confort de matelas-lit, une description des techniques de mesure anthropométrique nécessaire à la personnalisation, et une exploration des méthodes d'évaluation du confort subjectif. Dans le chapitre 3, les objectifs principaux et spécifiques sont exposés. Puis, dans le chapitre 4, la conception du lit instrumenté ainsi qu'une description du fonctionnement du contrôle direct en boucle fermée de la répartition des forces de support sont exposées. Dans le chapitre 5, l'étude expérimentale investiguant l'amélioration du confort par la personnalisation chez un total de 28 sujets humains est présentée sous forme d'article scientifique. Ensuite, dans le chapitre 6, un processus de perfectionnement à ajustement fin est ajouté à la méthodologie pour mieux comprendre l'impact des préférences personnelles. Les configurations de lit avec et sans le processus à ajustement fin sont comparées et l'ampleur de l'écart entre leur confort est estimé à l'aide d'un indicateur quantitatif. Finalement, la conclusion, les recommandations et les travaux futurs concluent ce mémoire de maîtrise dans le chapitre 7.

Chapitre 2. Revue de la littérature

Le confort du support du matelas-lit dans la littérature touche plusieurs aspects. Dans ce chapitre, nous examinons d'abord le rôle du matelas-lit au niveau du support mécanique du corps humain. Puis, nous explorons les différentes formulations de confort que la littérature a tenté d'étudier. Un thème récurrent de ces études sur le confort était la personnalisation du système matelas-lit. Une revue des techniques de mesure anthropométrique s'en suit. Enfin, malgré les formulations quantitatives du confort, il reste à priori un état de bien-être subjectif. Donc une revue de l'évaluation du confort subjectif termine ce chapitre.

2.1. Systèmes matelas-lit et support du corps

Avant d'investiguer le concept de « confort » des systèmes matelas-lit, il est essentiel de comprendre le rôle que ces derniers jouent lors du sommeil. Durant le jour, les muscles sont en action pour assurer la stabilisation du corps et de la colonne vertébrale. À l'inverse, durant la nuit, les muscles sont au repos et relayent au système matelas-lit le rôle principal de support mécanique du système musculosquelettique (Haex, 2004). Lorsque les forces de support du corps sont transmises au matelas, des pressions locales et des contraintes de cisaillement sont générées à l'interface matelas-peau. L'autre rôle d'un système matelas-lit est d'alléger les contraintes induites sur les tissus mous (Haex, 2004). La valeur de pression sécuritaire maximale citée dans la littérature est de 32 mm Hg pour ce qui est de la pression de contact. Cependant, les critiques affirment que les preuves scientifiques supportant cette valeur sont faibles (McLeod, 1997, pp. 30–36). Il s'agit en effet de la pression d'une artère ouverte sur un doigt humain mesurée par Landis (1930). Cette valeur n'est également pas explicite sur l'impact au niveau des contraintes mécaniques induites dans les tissus mous situés à proximité du point de contact. Pour minimiser l'inconfort de certaines régions du corps au cours de la nuit, l'humain procède à des changements de position durant le sommeil. Une nuit normale comporte de 20 à 40 changements de position (De Koninck et al., 1983). Les trois positions de sommeil les plus populaires sont : Décubitus dorsal (sur le dos), décubitus latéral (sur le côté) et décubitus ventral (sur le ventre).

2.2. Formulations du confort des matelas-lits

2.2.1 Réduction de la pression de contact et élimination des points de pression

Définir le concept de confort n'a pas été unanime dans l'histoire. D'abord, il a été défini comme l'absence d'inconfort (Hansen and Cornog, 1958), car l'inconfort se prête mieux à la mesure que le confort (Lueder, 1984). L'élimination de l'inconfort causé par les points de pression a été investiguée au début des années 1990. Pour mesurer la répartition de pression, Nicol et Rusteberg (1993) ont introduit un tapis à mesure de pression en collant 512 capteurs sur une pièce de tissu. Par la suite, Buckle et Fernandes (1998) ont tenté d'établir un lien entre l'intensité de la pression de contact et le confort subjectif. Pour ce faire, 12 sujets ont essayé six surfaces différentes, dont cinq matelas et une planche de bois comme référence. Cependant, leur échelle subjective à neuf niveaux n'était pas suffisamment balancée et comportait huit niveaux d'inconfort contre seulement un niveau dit « confortable ». Ce manque de sensibilité dans l'échelle d'évaluation a occasionné une parité au niveau du confort rapporté où les cinq matelas testés avaient obtenu la même note. Malgré une méthodologie limitée, les auteurs ont conclu qu'aucune association significative n'a été trouvée entre les évaluations de confort subjectif et les valeurs pics des pressions de contact. Ils soutiennent également que le confort semble dépendre d'un ensemble de facteurs plus vaste et que ce constat est partagé par des études réalisées sur les sièges d'automobiles (Shen and Galer, 1993). De son côté, Defloor (2000) a investigué la distribution de pression de contact pour 10 positions de sommeil. Il en conclut que le décubitus dorsal « *semi-fowler* » (Figure 1) ainsi que le décubitus ventral génèrent des pressions de contact moindres.

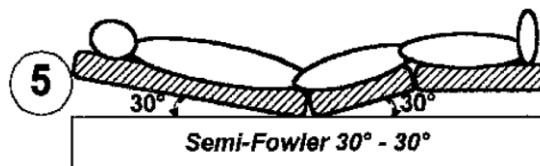


Figure 1. Décubitus dorsal « *semi-fowler* » (Defloor, 2000)

Park (2009) a tenté de corréler le confort subjectif à la distribution de pression de contact. Pour y arriver, un matelas-lit a été instrumenté d'un tapis de pression et de huit actionneurs verticaux également espacés le long du lit. Ensuite, les 64 participants ont ajusté eux-mêmes la hauteur des actionneurs pour atteindre un confort optimal qui leur convenait. Avant et après l'ajustement, les participants avaient rempli un questionnaire de confort subjectif allant de 1 à 5, où 3 était la note neutre. Par la suite, l'auteur a tenté de corréler les changements d'appréciation subjective aux changements de

pression de contact des configurations avec et sans ajustement. Cependant, aucune conclusion claire ne semble émerger de cette étude. De plus, plusieurs limitations au niveau de la méthodologie méritent d'être mentionnées. D'abord, la redistribution de la pression dans ce contexte est un problème hyperstatique complexe à résoudre. En effet, une augmentation de la hauteur d'un actionneur affectera la pression de plusieurs sections voisines. En ce sens, le niveau de confort des profils du lit ajusté reposait entièrement sur les « habiletés » individuelles des participants à ajuster adéquatement la hauteur de chaque actionneur. En outre, l'espacement considérable entre les actionneurs ne permettait pas d'accommoder adéquatement les courbures des corps des participants.

Bien que les systèmes de tapis à mesure de pression soient souvent associés et utilisés dans des études de confort, la distribution de pression de contact ne renseigne pas sur la déformation globale du corps couché et il existe des inquiétudes entourant la fiabilité de ces mesures et qui limitent l'utilisation plus rigoureuse de cet outil. En effet, les phénomènes d'hystérésis et de fluage sont présents dans ces capteurs. Pour ces raisons, un tapis à mesure de pression n'a pas été utilisé dans ce projet.

2.2.2 Minimisation des contraintes internes par l'alignement de la colonne vertébrale

Dans les années 2000, Haex (2004) a suggéré qu'un système matelas-lit, dit de confort optimal, devrait supporter la colonne vertébrale de sorte à minimiser la génération de contraintes internes au tronc. Durant le sommeil, la stabilisation du corps est maintenue par le système matelas-lit, libérant les muscles et les tissus conjonctifs de leurs activités, de manière à permettre la relaxation et la récupération (Nachemson et Elfström, 1970). À sa forme naturelle non chargée, la colonne vertébrale est considérée être dans un état de moindres contraintes internes (Dolan et al., 1988). La plupart des auteurs utilisent la courbure de la colonne avec le sujet en position debout comme définition de forme naturelle, car il s'agit de la version mesurable la plus proche de la position couchée (Haex, 2004). Pour le décubitus latéral, la colonne vertébrale devrait adopter une ligne droite sur une projection dans le plan frontal tel qu'illustré à la Figure 2.

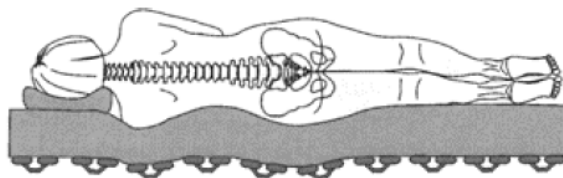


Figure 2. Alignement optimal de la colonne vertébrale en décubitus latéral (Haex, 2004)

2.2.2.1 Verhaert et son système matelas-lit intelligent

Verhaert (2011) a réalisé un travail considérable dans la personnalisation du confort en utilisant l'alignement de la colonne vertébrale comme critère de confort. D'abord, il a construit un lit instrumenté à raideurs ajustables sur huit zones situées au niveau du tronc et a intégré 165 capteurs d'enfoncement dans le matelas. L'analyse des empreintes d'enfoncement sur le matelas accompagnées d'un modèle virtuel 3D du corps de l'utilisateur lui permettait de détecter les repères pour classifier la position de sommeil de l'utilisateur. Chaque modèle virtuel du corps était créé par photogrammétrie. Deux photos des sujets debout étaient prises, l'une dans le plan frontal et l'autre dans le plan sagittal. Les silhouettes des deux photos étaient extraites et à l'aide de formes ellipsoïdales, un modèle 3D personnalisé du corps humain était approximé. Ensuite, Verhaert (2011) estimait la courbure de la colonne effective à l'aide du modèle 3D du corps et de la position de sommeil précédemment estimée. Toute déviation de l'alignement de la colonne par rapport à la forme optimale était rectifiée par un algorithme de contrôle en boucle fermée qui modifiait la raideur individuelle des zones spécifiques. Pour le décubitus latéral, un montage de caméras était utilisé pour compléter et valider les mesures de l'alignement de la colonne.

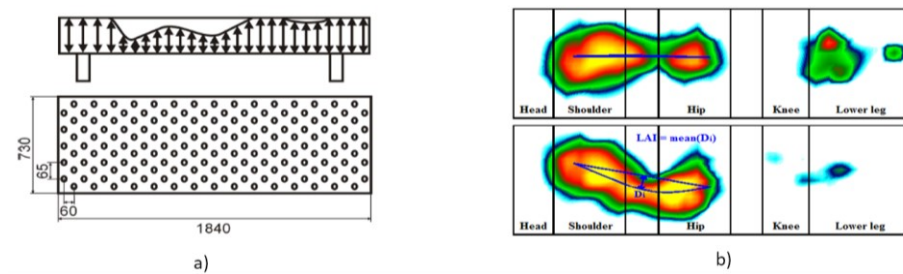


Figure 3. a) Schéma et emplacement (mm) des capteurs d'enfoncement du lit de (Verhaert, 2011) et b) Exemples d'empreintes d'enfoncement pour les positions de décubitus dorsal et latéral (Verhaert, 2011).

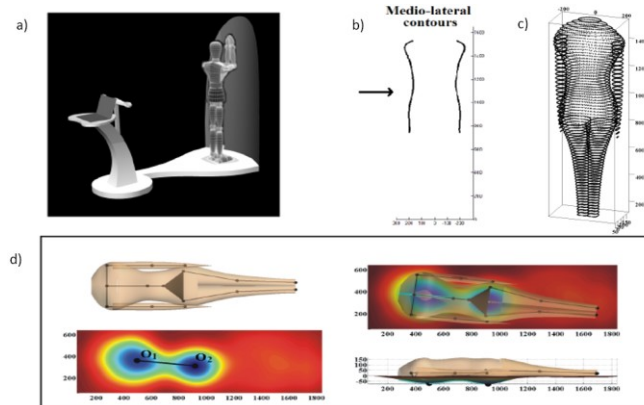


Figure 4. a) Prise de photo des plans sagittal et frontal; b) Extraction des contours; c) Construction d'un modèle virtuel du corps; d) Corrélation entre les empreintes d'enfoncement et la position du dos. (Verhaert, 2011)

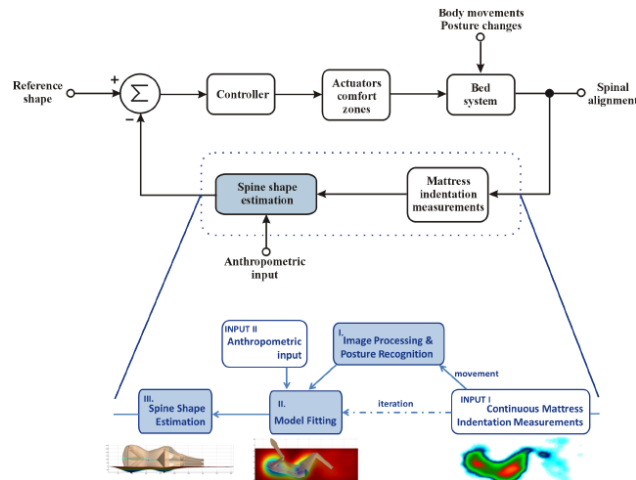


Figure 5. Schéma de contrôle du lit actif avec comme référence la forme optimale de la colonne vertébrale. L'utilisation d'actionneurs modifie la précompression des huit zones de confort (Verhaert, 2011).

Verhaert (2011) a développé plusieurs preuves de concepts au niveau de l'estimation de l'alignement de la colonne et de la classification des positions de sommeil à l'aide de capteurs d'enfoncement. De plus, il a validé le fonctionnement de son algorithme de contrôle d'un lit actif sur 11 sujets durant une nuit complète. Malgré la présence de position hybride entre décubitus latéral et ventral, l'algorithme a réussi à classer ces positions, démontrant une certaine robustesse. Son étude expérimentale demandait aux participants de dormir trois nuits au laboratoire. La première nuit servait de période d'adaptation et la deuxième servait de référence, tandis que la troisième testait le lit actif. À l'aide de mesures de polysomnographie et de questionnaires, l'auteur avait conclu que les participants avaient perçu un effet positif attribuable au système actif sur leur sommeil. L'échantillon des sujets ainsi que la durée du test restaient limités pour conclure davantage, précisait l'auteur. Aujourd'hui, une version commerciale de ce système existe en Belgique. Cependant, cette approche est axée sur l'alignement de la colonne vertébrale et ne répond donc pas au besoin du projet d'asservissement des forces de support.

2.2.2.2 Méthode non intrusive pour mesurer l'enfoncement dans un matelas

Mesurer l'enfoncement du matelas occasionné par un corps couché sans y installer d'équipements intrusifs pouvait s'avérer difficile. Les capteurs pouvaient être intégrés à l'intérieur du matelas (Verhaert, 2011) ou des modifications physiques pouvaient être apportées, comme le perçage de trous sur la ligne médiane le long du matelas (Zhong et al., 2014). Suivant la popularité des travaux en apprentissage machine, Zhong (2014) avait construit un réseau de neurones à trois couches pour prédire les courbures d'enfoncement de la colonne vertébrale d'un humain couché sur un matelas.

Quatorze matelas différents ont ainsi été assemblés. Chaque matelas était divisé en cinq zones : la tête, le haut du dos, le bas du dos, les hanches et les jambes. Pour chaque zone, six ressorts de différentes raideurs étaient à leur disposition pour formuler un vaste ensemble de configurations différentes. Treize trous étaient percés sur la ligne médiane le long du lit dans la région du tronc. Une tige de métal glissant dans l'axe du trou indiquait l'enfoncement local du matelas. La Figure 6 illustre le montage expérimental utilisé.

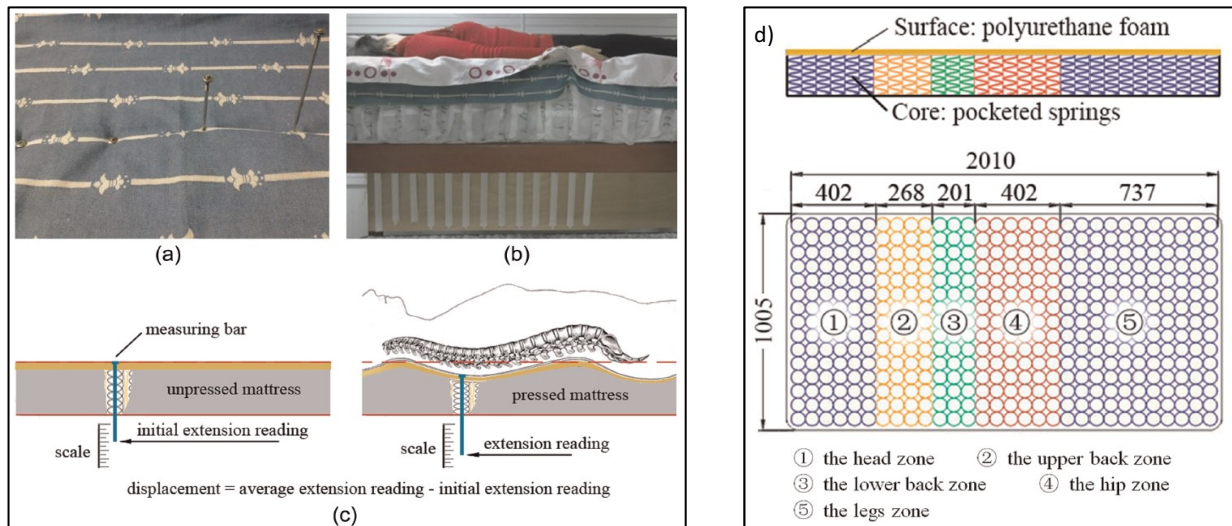


Figure 6. a) Tiges de métal glissant à travers les trous du lit expérimental. b) Vue globale du montage mesurant l'alignement de la colonne vertébrale. c) Lecture d'enfoncement. d) Schéma de composition des matelas testés (Zhong et al., 2014).

Les données d'entrée du réseau de neurones étaient : l'énumération de la tige, l'indice corporel de l'utilisateur (IMC), et les raideurs du matelas au niveau du haut du dos, du bas du dos et des hanches. En sortie, l'enfoncement de chaque tige était prédit. Pour donner plus de contexte aux chiffres, des indicateurs géométriques comme les angles cervico-thoraciques (CTh), thoracolombaire (ThL), lombosacral (LS) et l'inclinaison entre le dos et les hanches (β), tels qu'illustrés à la Figure 7, servaient à décrire les alignements obtenus.

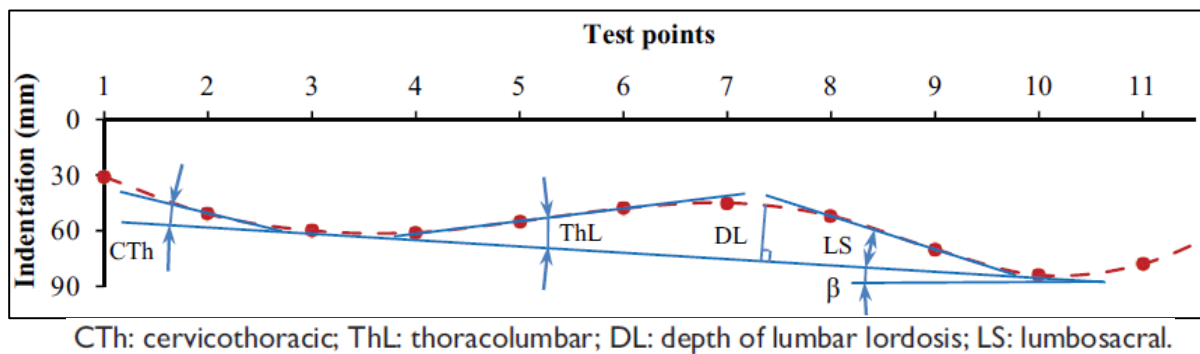


Figure 7. Analyse géométrique de l'alignement de la colonne vertébrale (Zhong et al., 2014).

Les corrélations entre les données expérimentales et les enfoncements calculés s'élevaient à 90.73 % et l'erreur absolue moyenne était de 3.4 mm. Cependant, en analysant la forme des courbes prédites (Figure 8) pour trois différents groupes d'indice de masse corporelle, les courbes prédites semblent se décaler seulement verticalement entre 0.05 et 0.45 de hauteur normalisée et ne parviennent pas à capter les particularités uniques à chaque groupe. De plus, seules neuf participantes avaient pris part à l'étude et elles étaient toutes de jeunes femmes (20 à 27 ans). Il n'est donc pas certain que la méthode par réseau de neurones puisse prédire adéquatement l'enfoncement des matelas pour une population à anthropométrie variée. Une validation sur un échantillon plus diversifié est requise.

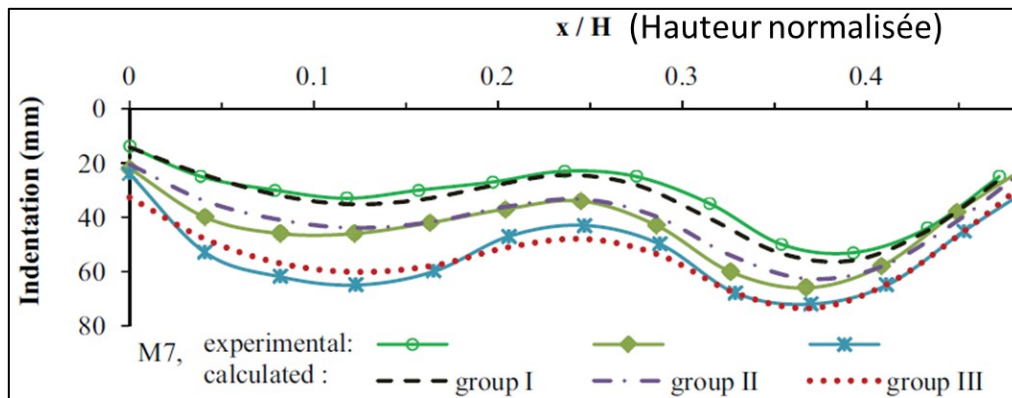


Figure 8. Courbes d'alignement de la colonne prédites comparées aux courbes expérimentales (Zhong, 2014)

2.2.2.3 Aligner la colonne vertébrale versus corrélér la surface entière du dos

Wu (2018) avait introduit une variation autour du concept de l'alignement de la colonne vertébrale en analysant toute la surface du dos. À partir d'un modèle corporel 3D créé par un système de scanners générant environ 500 000 points, la surface complète du dos avait été découpée pour servir de référence. La forme de référence du dos était ensuite comparée à celle du dos enfoncé dans le matelas testé. Le niveau de corrélation entre ces deux surfaces indiquait alors, selon l'auteur, le niveau de confort quantitatif du matelas. Pour obtenir la forme du dos enfoncé dans le matelas, une approche par éléments finis estimait l'enfoncement du matelas engendré par le sujet. Les charges utilisées pour ce calcul provenaient d'un tapis à mesure de pression installé sur le matelas et qui relevait les données de la distribution des pressions de contact. Le coefficient de corrélation Pearson définissait enfin le niveau de similitude. La Figure 9 résume la méthodologie. Expérimentalement, les deux surfaces testées étaient très distinctes, soit un matelas en mousse de latex et un matelas composé de fibres de palmier. En effet, leur raideur différait significativement. Pour créer une même déformation (ϵ) de 0.3 sur les deux matelas, une pression de 15 kPa était appliquée au matelas en fibres de palmier versus une pression de 2 kPa pour celui en mousse de latex. Le niveau de similarité moyen entre les surfaces du

dos pour le matelas en fibres de palmier était de 0.571 avec un écart-type de 0.160. À titre comparatif, le matelas en mousse de latex avait un pointage de 0.599 avec un écart-type de 0.150. Compte tenu des écarts-types obtenus, les résultats montrent que ce critère quantitatif ne réussit pas à caractériser le confort associé à deux surfaces de lit très différentes. En outre, la surface de dos extraite utilisée comme référence comportait des tissus mous tels que les fessiers. Considérant qu'en position couchée, ces tissus mous seront nécessairement déformés, la comparaison directe des deux surfaces semble inadéquate. L'utilisation de la surface du dos au complet semble donc noyer les données critiques. Une approche plus sélective des données critiques serait à considérer. Quant à l'utilisation de la distribution de pression dans un modèle par éléments finis pour prédire l'enfoncement du matelas, aucune validation dans la littérature ne démontre la justesse de cette méthode. Conscient des multiples limitations de son étude, Wu (2018) affirme que son objectif était plutôt d'initier un intérêt envers la conception intelligente des matelas.

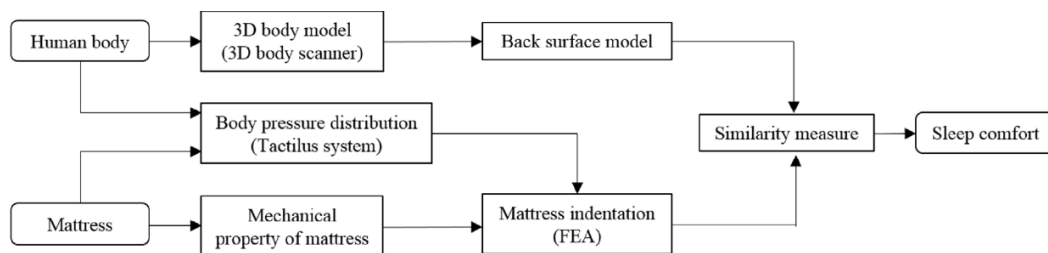


Figure 9. Méthodologie pour quantifier le confort selon la ressemblance avec la surface du dos (Wu et al., 2018)

2.2.2.4 Aligner la colonne vertébrale en décubitus latéral

L'alignement de la colonne vertébrale est également utilisé comme critère de confort dans les études du confort en décubitus latéral. Leilnahari et al. (2011) avaient examiné l'impact de la personnalisation de la raideur régionale sur l'alignement de la colonne vertébrale sur 25 hommes. Trois matelas étaient testés : une surface molle, une surface ferme et une surface personnalisée. Pour cette dernière, le tronc était subdivisé sur son axe longitudinal en six zones comme l'illustre la Figure 10, où des combinaisons de mousses de différentes raideurs étaient utilisées pour aligner la colonne vertébrale en ligne droite lorsqu'elle était vue du plan frontal.

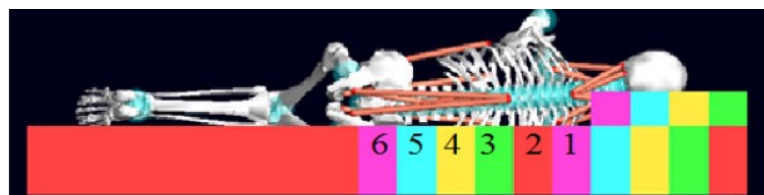






Figure 10. Schéma du lit personnalisé avec six zones de raideurs différentes pour le décubitus latéral (Leilnahari et al., 2011).

Dans le cas contraire, où la colonne ne forme pas une droite, elle forme un pli que l'auteur décrit avec un angle appelé π -P8. Cet angle est généralement situé autour de la vertèbre T11 dans la projection de la colonne dans le plan frontal. Cet angle était l'objectif de minimisation de l'étude de Leilnahari et al. (2011). Expérimentalement, l'alignement de la colonne se faisait à l'aide de marqueurs optiques et de caméras. Par ailleurs, les sujets étaient subdivisés selon leur morphologie, avec un tronc soit triangulaire, soit rectangulaire; et selon leur poids, lourd ou léger. Pour chaque groupe, la raideur moyenne utilisée dans chaque zone de l'alignement de la colonne est présentée au Tableau 1.

Tableau 1. Raideurs normalisées utilisées pour aligner la colonne vertébrale en décubitus latéral pour quatre morphologies différentes (Leilnahari et al., 2011).

Model Name	Body Shape	Zone number					
		1	2	3	4	5	6
HTM		66.2	66.2	88.2	88.2	82.4	82.4
HSM		58.8	58.8	76.5	76.5	100	100
LTM		50.0	55.9	58.8	58.8	52.9	52.9
LSM		55.9	55.9	58.8	58.8	58.8	58.8

Leilnahari et al. (2011) suggéraient que les personnes lourdes bénéficieraient davantage de la personnalisation du matelas, car la raideur idéale variait beaucoup plus à travers les six zones que pour leurs homologues légers. En outre, la personnalisation des raideurs du matelas avait amélioré l'alignement de la colonne vertébrale. En effet, l'angle (π -P8) au niveau de la vertèbre T11 était réduit à 4.10 ° par rapport aux 8.9 ° de la surface ferme uniforme et aux 12.66 ° de la surface moelleuse uniforme. Par ailleurs, l'auteur avait comparé ses résultats (Figure 11) expérimentaux d'alignement de la colonne à ceux simulés par le logiciel *LifeMod*. Pour les surfaces molles et fermes, la modélisation prédit un résultat assez précis de l'alignement de la colonne vertébrale.

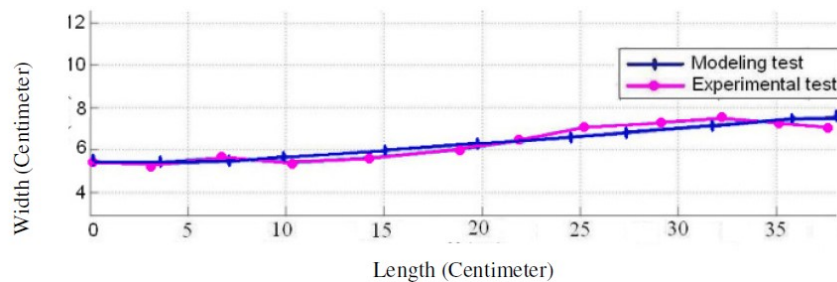


Figure 11. Position de la colonne vertébrale modélisée vs expérimental d'un sujet léger au tronc triangulaire ((Leilnahari et al., 2011). La vertèbre L5 se trouve proche de 0 de l'axe des x et la vertèbre C7 se trouve proche de 37 de l'axe des x.

2.2.3 Minimiser la génération de contraintes internes par la répartition des forces

Alors que d'autres études ont tenté de minimiser les contraintes internes au tronc par l'alignement de la colonne vertébrale, Denninger et al. (2011) avaient plutôt examiné la répartition des forces de

support. Conceptuellement et tel qu'illustré à la Figure 12, le corps humain était discrétisé sur sa longueur comme une série de masses reliées par des ressorts. En analysant le diagramme du corps libre d'une des masses, si le poids associé à la masse différait de la force de support, il y aurait nécessairement transfert de charge aux masses voisines, par le biais de cisaillements internes. Les équations 1 et 2 montrent les calculs des forces de cisaillement par rapport aux masses voisines à gauche et à droite respectivement d'une masse i donnée. L'équation 3 représente la somme des forces en z du corps humain couché.

$$F_{i-1_shear} = \Delta Z_{(i-1)} k_{i-1} \quad (1)$$

$$F_{i_shear} = \Delta Z_{(i+1)} k_i \quad (2)$$

$$\sum F_z = F_{1_support} - m_1 g + F_{1_shear} + \sum_{i=2}^{n-1} (F_{i_support} - m_i g + F_{i_shear} - F_{i-1_shear}) + F_{n_support} - m_n g - F_{n-1_shear} \quad (3)$$

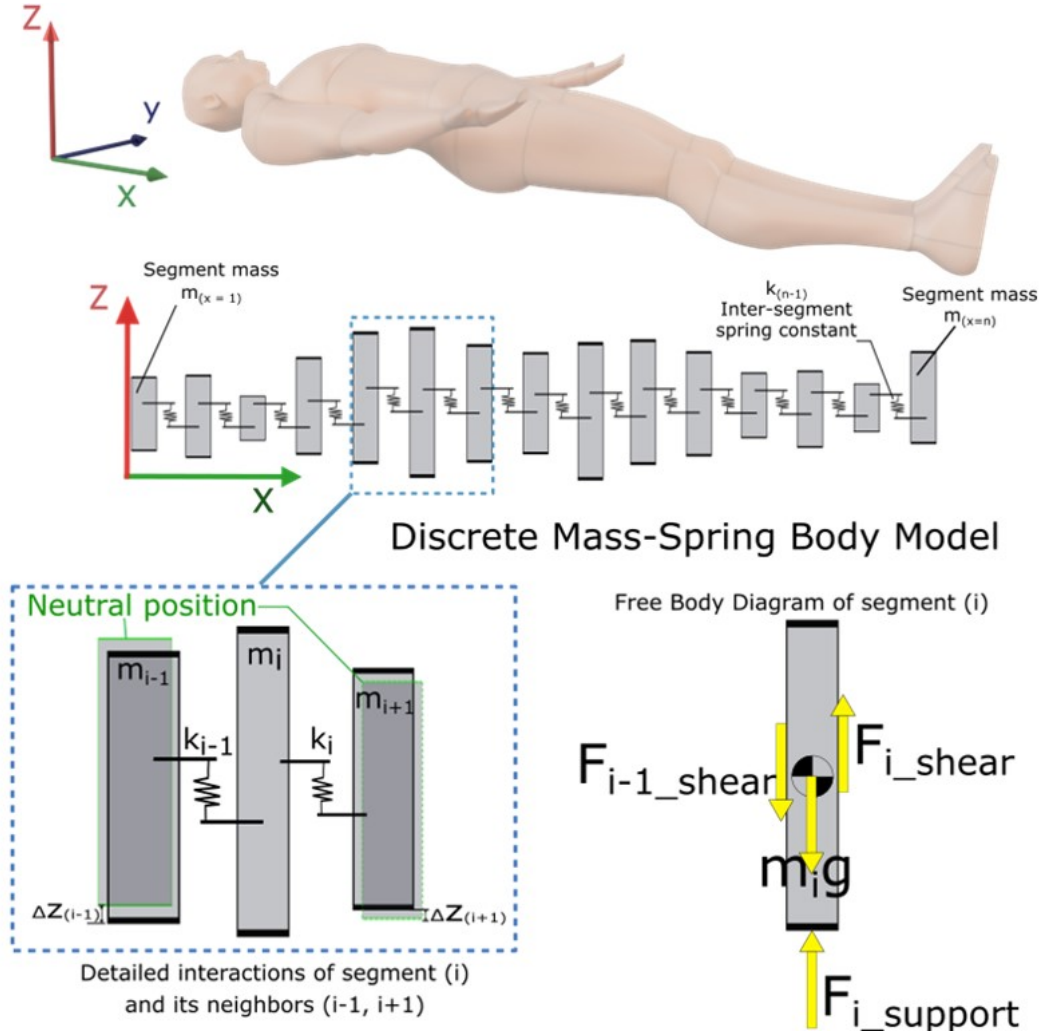


Figure 12. Modèle mass-ressort d'un corps humain couché et le diagramme de corps libre d'une masse.

Ainsi, pour cette méthode d'atteinte du confort, l'information cruciale était la distribution de poids des sujets. Pour ce faire, un modèle 3D du corps humain était construit en extrayant les silhouettes du sujet par photogrammétrie et en approximant les sections des membres par des formes ellipsoïdales. Les tables anthropométriques de densité des membres (Winter, 2009) complétaient l'estimation de la distribution de masse. L'approche utilisée est résumée sur le schéma de la Figure 13.

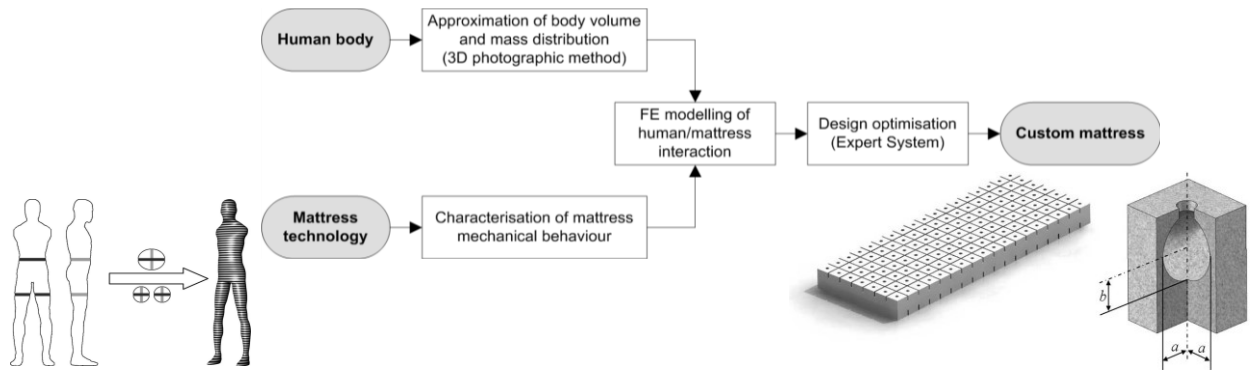


Figure 13. Approche de la personnalisation d'un matelas de mousse par évidement des cavités (Denninger et al., 2011).

Sur un matelas en mousse polyuréthane, un quadrillage composé de 18 rangées avec sept carrés par rangée était usiné. Chaque cube du quadrillage était évidé au centre de son volume à travers un petit orifice situé à la surface. La raideur du cube de mousse était contrôlée par les dimensions de la cavité. Partant de la distribution de poids d'un sujet et du profil géométrique du corps qui en spécifie l'enfoncement, la raideur nécessaire pour chaque cube était calculée. Le dimensionnement des cavités de chaque matelas personnalisé reflétait « l'empreinte » du corps d'un sujet particulier.

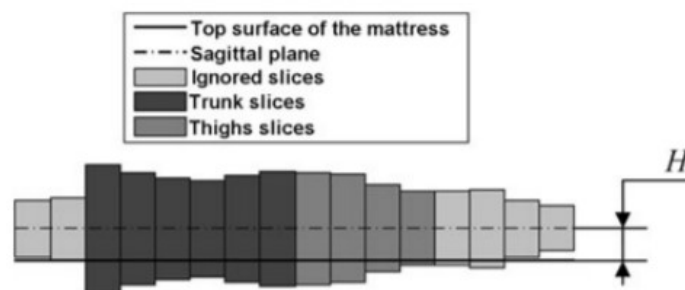


Figure 14. Exemple de tranches du corps utilisées dans la modélisation du corps (Denninger et al., 2011).

Trois sujets de morphologies différentes ont participé à cette étude. Comme résultat, l'alignement de leurs colonnes vertébrales était mesuré et montrait une déviation maximale de $\pm 3\%$ par rapport à la largeur de leurs épaules. Quant à la répartition des forces de support, les données expérimentales étaient en moyenne inférieure de 10 % par rapport aux données attendues. Les forces de support

étaient mesurées à l'aide d'un montage à une seule cellule de force située en dessous de chaque rangée de blocs du matelas. L'auteur mesurait les forces sur une rangée, puis déplaçait le montage et mesurait la force sur la prochaine rangée juxtaposée. Les résultats sont illustrés sur la Figure 15. Cependant, l'usinage des cavités est un procédé non réversible qui devient coûteux dans une optique d'expérimentation à grande échelle. En effet, la recherche au niveau du confort nécessite la capacité d'explorer plusieurs variantes, rendant cette approche peu pratique dans ce contexte. Par ailleurs, une évaluation du confort subjectif serait pertinente pour confirmer le lien entre la minimisation des contraintes internes et le confort.

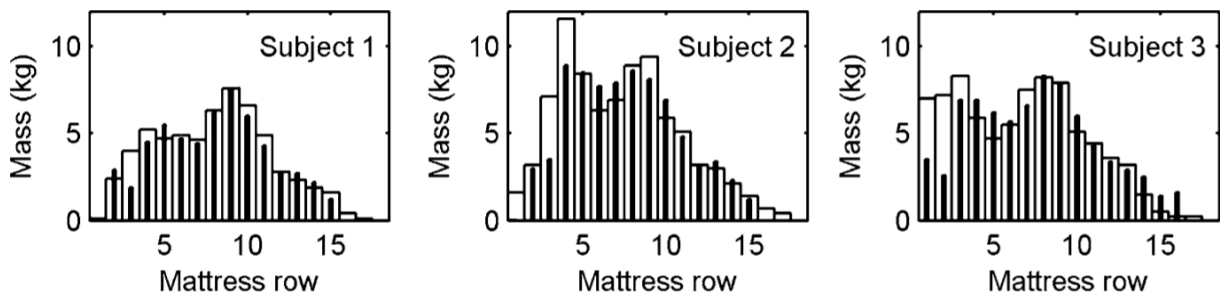


Figure 15. Les répartitions des forces de support (en kg) cibles (barres noires) vs les répartitions des forces de support mesurées (barres blanches) (Denninger et al., 2011).

2.3 Techniques de mesure anthropométrique

Selon le dictionnaire d'*Oxford* (Kent, 2007), l'anthropométrie est l'étude scientifique des mesures et des proportions du corps humain. Les mesures peuvent être la hauteur, le poids, la forme, les propriétés inertielles, etc. Des protocoles de mesures spécifiques et des outils traditionnels ont été développés au fil du temps pour obtenir ces valeurs. Par exemple, un anthropomètre (Figure 16 a) ou des pieds à coulisse sont utilisés pour mesurer la longueur des segments; des rubans à mesurer servent à obtenir les données de circonférence; et des goniomètres (Figure 16 b) servent à mesurer l'angle des articulations. De nos jours, des marqueurs optiques sont également populaires pour capter les mouvements dans les études biomécaniques.

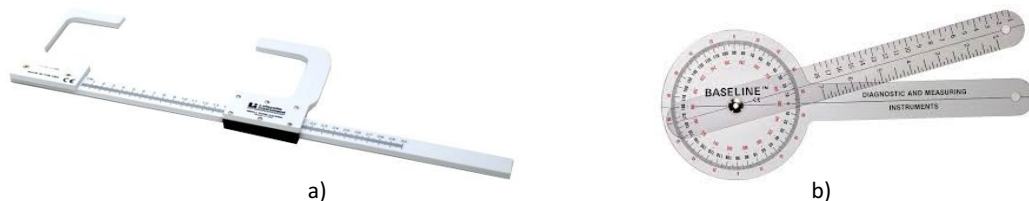


Figure 16. a) Anthropomètre (Lafayette Instruments). b) Goniomètre (Baseline Instruments)

Dans cette étude, deux mesures sont pertinentes : la distribution de poids et la silhouette du corps, ou plus précisément, la forme naturelle de la colonne vertébrale. La photogrammétrie (**Error! Reference source not found.**) combinée à l'approximation des sections par des ellipses est une méthode simple pour estimer le volume 3D du corps. En y appliquant les densités segmentaires du corps tirées de l'ouvrage de Winter (2009), une distribution de poids personnalisée peut être estimée de manière rapide et à peu de frais (Denninger et al., 2011; Verhaert, 2011). L'approximation des sections par des formes ellipsoïdales induit en moyenne 5 % d'erreur par rapport aux sections réelles (Denninger et al., 2011). Quant à la forme naturelle non chargée de la colonne vertébrale, elle est extraite à partir des photos du plan sagittal utilisées lors de la photogrammétrie. Il s'agit d'une approximation, car certains sujets comportent d'importants tissus adipeux en circonférence autour du tronc. L'auteur mentionne une procédure de positionnement des bras, d'espacement des jambes et de l'inclinaison de la tête pour des meilleurs résultats de photogrammétrie.

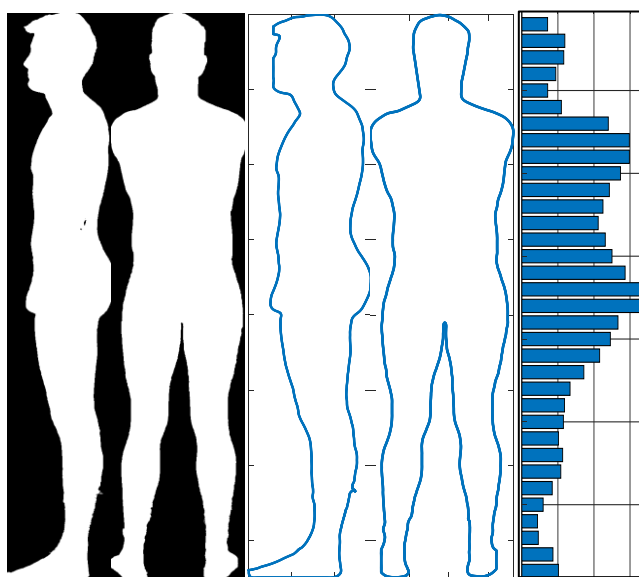


Figure 17. Méthode d'estimation du volume anthropométrique par la photogrammétrie.

Des bases de données anthropométriques pour des groupes spécifiques existent aussi dans la littérature. Par exemple, Gordon et al. (2014) présentaient la hauteur, le poids, les longueurs et la circonférence des segments du corps des hommes et des femmes soldats des États-Unis. La NASA avait également documenté l'anthropométrie de ses équipages (Whitmore et al., 2012, p. section 3.3). Par ailleurs, des bases de données régionales sont également disponibles sur internet, comme le *DINBelg 2005* de la Belgique (Motmans, 2005). Au niveau de la modélisation humaine 3D, quelques logiciels existent également sur le marché. Du côté commercial, le *RAMSIS* de *Human Solutions*, le *Jack* de

Siemens et le *DELMIA* de *Dassault*, sont utilisés pour les études ergonomiques et en santé et sécurité. Du côté *Open Source*, *MakeHuman* crée des modèles humains 3D paramétriques réalistes (Licence AGPL, makehumancommunity.org).

2.4 Évaluation du confort subjectif

Le confort est défini dans le domaine médical comme « un état subjectif de bien-être ». Évaluer un concept subjectif avec rigueur et constance n'est pas une tâche simple. Pearson (2009) avait fait une revue de la littérature sur les méthodes d'évaluation du confort subjectif dont huit articles portaient sur les systèmes de matelas-lit. L'auteure concluait qu'il n'existe pas de standard établi pour mesurer le confort et ajoutait même que le concept du confort était souvent mal compris et évalué de façon inconsistante. Des questionnaires, des échelles analogues visuelles et des évaluations chiffrées étaient parmi les outils les plus utilisés.

Cette revue de littérature initiale qui révélait l'absence de standard bien établi m'a invité à investiguer davantage les outils d'évaluation suggérés plus haut. Les évaluations chiffrées où les sujets rapportent leur satisfaction de confort sur 10 par exemple étaient des plus utilisées. Afin de déterminer si cet outil conviendrait à cette présente étude expérimentale et à en apprendre davantage sur cette méthode, quelques tests préliminaires ont été effectués avec notre lit instrumenté où il était demandé aux sujets couchés sur différentes configurations de juger le confort de chaque configuration testée. Les résultats de ces tests préliminaires ont révélé une quantité étonnamment élevée de 7/10 de niveau de confort subjectif. Plusieurs semblaient confus et affirmaient ne plus se souvenir du confort des configurations précédemment testées. Ce constat a mené à une revue de la littérature sur la mémoire sensorielle du touché et de la mémoire à court terme.

Effectivement, les sensations enregistrées se dégradent dans la mémoire sensorielle, aussitôt que cinq seconds post stimulus (Sinclair and Burton, 1996), alors que celles stockées dans la mémoire à court terme se dégradent entre 15 et 30 s post stimulus (Kiphart et al., 1992). En conséquence, malgré le désir des sujets à demeurer cohérent dans l'historique de leurs réponses, ils n'arrivaient pas à se souvenir clairement des sensations antérieures pour pouvoir comparer à la nouvelle sensation. Les réponses données apparaissaient d'un niveau de confiance faible et en répétant les mêmes expériences, les nouvelles réponses contredisaient souvent les anciennes. Les évaluations chiffrées telles que décrites dans la littérature ne sont donc pas appropriées pour cette présente étude expérimentale.

Au lieu d'évaluer le confort sur une échelle absolue, Pearson (2009) recommande d'évaluer le confort relatif en utilisant une échelle comparative bipolaire avec un point central neutre et deux extrémités telles que « beaucoup plus confortable » et « beaucoup moins confortable ». Quarante ans avant la publication de Pearson (2009), Branton (1969) avait résumé quatre hypothèses considérées lors de l'évaluation subjective du confort :

1. Les répondants sont conscients de leur sensation de confort.
2. Cette sensation peut être verbalisée.
3. Les répondants sont capables d'identifier dans l'environnement l'attribut physique qui est à la source de leur (in)confort.
4. Cette sensation de confort est maintenue dans la mémoire suffisamment longtemps pour la comparer au confort d'autres configurations.

Un protocole d'évaluation du confort subjectif qui fournit des résultats fiables et cohérents, exige que les configurations, comparées, présentées aux sujets aient des différences notables et que les concepts à verbaliser soient simples à décrire.

Chapitre 3. Objectifs principal et spécifiques

L'objectif principal de cette maîtrise est de développer une méthode systématique de personnalisation du support d'une surface de lit en décubitus dorsal pour un confort optimal. Dans cette étude, le critère quantitatif de confort utilisé couvre l'entièreté du corps et cherche à minimiser la génération de contraintes internes au sein du corps de l'utilisateur en répartissant les forces de support selon la distribution du poids du corps supporté.

Le premier objectif spécifique de la présente investigation était donc de développer un lit instrumenté capable de contrôler directement la répartition des forces de support et capable d'être déployé pour une étude à moyenne ou à grande échelle, en plus de permettre de changer de configurations facilement en vue d'une étude expérimentale chez des sujets humains.

Le deuxième objectif spécifique était de valider expérimentalement la méthode de personnalisation et le critère quantitatif de confort utilisé chez environ 30 sujets humains de morphologies diverses et paritaires au niveau du sexe.

Puisque la littérature suggère que l'alignement de la colonne vertébrale à sa forme naturelle non chargée est souvent associé au confort, une analyse complémentaire a été effectuée sur les profils de lattes du lit instrumenté obtenus expérimentalement par la méthode de convergence en force. L'objectif de cette analyse était de déterminer si les profils de lattes issus des forces de support cibles personnalisées se rapprocheraient davantage de la forme naturelle non chargée de la colonne vertébrale.

Un dernier objectif spécifique était de cerner le niveau de confort obtenu par la méthode de personnalisation du lit instrumenté. Les profils de lattes peuvent donner un grand confort, mais est-ce le plus confortable qu'on peut atteindre? Existe-t-il des ajustements qui peuvent l'améliorer? Une méthode de peaufinage systématique a été développée pour ajuster les profils de lattes obtenus par convergence de force pour améliorer la perception du sujet humain au niveau du confort.

Cette étude a été complétée à l'Université de Sherbrooke en partenariat avec *Matelas René Inc.*, une entreprise manufacturière de matelas basée à Nicolet, Québec, Canada.

Chapitre 4. Lit instrumenté et contrôle direct de la répartition des forces

4.1 Besoins du lit instrumenté

Pour contrôler directement la répartition des forces de support, un lit instrumenté muni de cette capacité a été développé. En vertu des limitations au niveau expérimental rapportées dans la littérature, le montage à développer devait satisfaire une série de besoins. Cependant, étant donné que ce projet développait un premier prototype de lit instrumenté, il était difficile de formuler des besoins précis et quantifiés. Les besoins identifiés, décrits dans cette section, présentent les grandes lignes de conception et l'évaluation de la première itération du lit instrumenté a permis par la suite de formuler un cahier des charges pour la deuxième itération de conception. Ainsi, les limitations du lit de la première itération, ainsi qu'un cahier des charges pour la deuxième itération de conception seront présentés à la fin de ce chapitre.

Le premier besoin est l'ajustabilité accrue du montage. En vue d'explorer plus finement les concepts du confort et de la personnalisation, des quantités importantes de configurations uniques de lit sont prévues pour les tests expérimentaux. Un montage ajustable, contrairement aux protocoles qui nécessitent expressément la fabrication d'un matelas ou de sections de matelas pour chaque test, permettrait d'utiliser un seul lit actionné et instrumenté pour toutes les configurations de lit et pour tous sujets. L'ajustabilité était donc une caractéristique primordiale à maîtriser.

Le deuxième besoin visait le temps et la manière de transiter entre deux configurations. En effet, la littérature (Pearson, 2009) suggère de procéder à l'évaluation du confort subjectif par comparaison, ce qui requière le passage d'une configuration à l'autre. Toutefois, les sensations enregistrées se dégradent dans la mémoire sensorielle, aussitôt que cinq seconds post stimulus (Sinclair and Burton, 1996), alors que celles stockées dans la mémoire à court terme se dégradent entre 15 et 30 s post stimulus (Kiphart et al., 1992). Donc, le délai qu'occasionne le lit instrumenté pour passer d'une configuration à l'autre devait être court (ordre de grandeur de 5-15 s). De plus, afin de ne pas altérer les sensations, le sujet devait pouvoir demeurer couché sur le lit instrumenté durant cette transition de configurations.

Conceptuellement, dans cette étude, le corps humain est d'abord discrétisé sur le long et puis modélisé comme une série de masses interreliées. Le lit instrumenté s'est intégré à cette modélisation en

supportant chaque bloc/tranche de masse par une latte individuelle. La largeur d'une latte et le nombre de lattes devaient d'une part accommoder les courbures corporelles d'une population variée et, d'autre part, convenir à la hauteur de la plupart des gens.

Au cœur du développement d'un lit capable de contrôler la répartition de force se trouvent les cellules de charge qui doivent mesurer la force de support à laquelle chaque latte contribue. Entre le corps couché et les lattes qui forment le lit instrumenté se trouve aussi une mince couche de rembourrage (*topper*) qui a pour but de diminuer les points de pression locaux et d'accommoder les reliefs du corps sur sa largeur. Lorsqu'il s'agit d'un matelas continu, une charge appliquée à une seule latte se voit diffusée à travers le matelas sur plusieurs lattes voisines. Lors d'essais préliminaires, la lecture des cellules nous a confirmé que l'épaisseur du matelas influence l'envergure de cette diaphonie (*cross talk*). De plus, lorsque les lattes forment un profil très courbé, le matelas travaille en tension et n'épouse pas la forme du lit instrumenté. Chaque latte a donc été recouverte d'une bande de mousse de 2 pouces de large afin d'éliminer la diaphonie des forces de support et le travail en tension. Finalement, la mesure précise des forces de support nécessitait que le mouvement vertical des lattes génère peu ou pas de force de frottement.

4.2 Choix de conception du lit instrumenté

Pour satisfaire le besoin d'ajustabilité du lit instrumenté, un système d'actionneurs a été intégré sous les lattes du lit. Un actionneur linéaire placé verticalement sous chaque latte assurait son positionnement vertical. Connecté à un ordinateur qui coordonne l'ensemble des actionneurs linéaires, le lit instrumenté pouvait prendre facilement et rapidement diverses formes satisfaisant les exigences de l'étude.

Parmi les critères qui ont été considérés dans le choix de l'actionneur, il y a la facilité de contrôle, la capacité de poussée, la longueur de la course et la vitesse du mouvement. L'actionneur linéaire choisi (Figure 18) provient de *Servocity* (*Servocity*, Winfield, KS, USA), avec une course de quatre pouces (10 cm) et une poussée dynamique de 115 lb. Son boîtier renferme un moteur DC à balais couplé à une vis sans fin et un potentiomètre qui fournit la rétroaction nécessaire pour le contrôle en position de l'actionneur. Le contrôleur moteur choisi provient de *RobotShop* (*Mirabel*, Canada) (Figure 19) et il s'avère capable de fournir jusqu'à 3 A en fonctionnement continu avec une plage de voltage de 5 à 28 V. Ce contrôleur moteur est une option commerciale relativement abordable avec un protocole de communication qui permet de configurer et de connecter de multiples moteurs en réseau pour en

assurer un contrôle en chaîne (*Daisy Chain*). À partir d'un seul port USB, la commande envoyée au moteur maître (*Master*) peut être relayée à tous les moteurs esclaves (*Slaves*) du réseau.



Figure 18. Actionneur linéaire à moteur DC avec balais (source : Servocity)

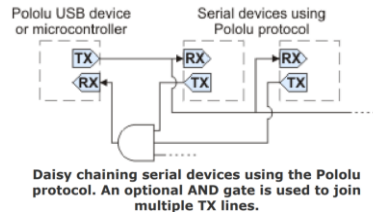
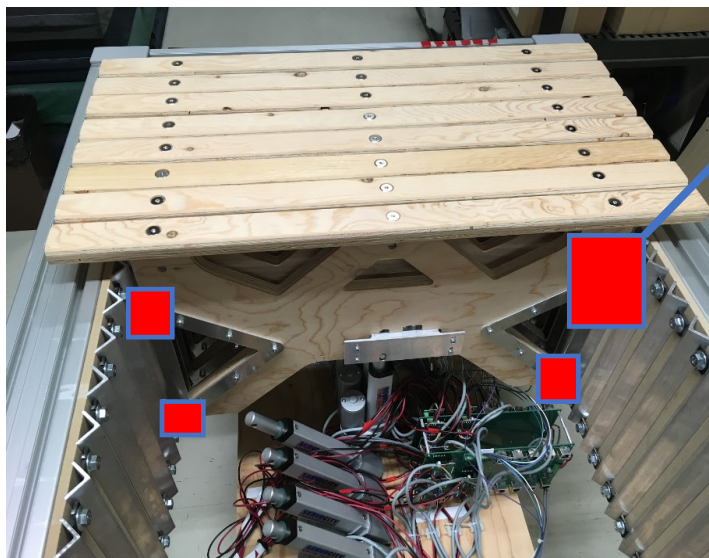


Figure 19. Contrôleur moteur Jrk 3A Polulu (Robotshop) et schéma du circuit de contrôle en chaîne (Polulu Corporation)

Au niveau structurel, des extrusions d'aluminium Bosch sont utilisées pour assembler le lit instrumenté. À l'intérieur de la structure en extrusion Bosch, des paires de cornières droites sont installées à 45 ° d'un côté et de l'autre des murs internes le long du lit. Ces cornières servent de rail sur lesquelles coulisse verticalement la latte. Pour minimiser les forces de frottement et pour contraindre les degrés de liberté de la latte à seulement la translation verticale, deux paires de roulements à rainures sont montées aux quatre coins de chaque latte pour rouler sur le rail formé des cornières. La Figure 20 illustre cet assemblage.



Roulement à rainures sur rail

Figure 20. Vue interne du lit instrumenté et des quatre roulements à rainures sur les rails formés de cornières.

Afin d'accommoder de manière conservatrice les courbures d'une population diverse, la largeur des lattes est définie à deux pouces. Le nombre de lattes est défini à 40 pour accommoder des sujets d'une grandeur allant jusqu'à 2.03 m. En tenant compte de la course de 4 po des actionneurs, un volume ajustable de 80 po x 30 po x 4 po est ainsi formé. Ce choix de conception implique l'utilisation de 40 actionneurs linéaires. Par ailleurs, les lattes sont construites en bois avec une languette de mousse en polyuréthane à 1.5 po d'épaisseur.

Le système de mesure de la répartition des forces de support est composé de 40 cellules de charges compactes de type poutre (Figure 21). Un circuit électronique de conditionnement des signaux a été développé puis fabriqué sous forme de circuit imprimé (Figure 22 b et Figure 23). Une carte d'acquisition *National Instruments* (Austin, Texas, USA) à huit entrées analogiques (Figure 22 a) a été choisie pour sa fonctionnalité, son prix et sa connectivité USB. L'intégration des circuits électroniques à l'aide de circuits imprimés ajoute de la robustesse au montage expérimental. Au niveau des logiciels, l'algorithme de contrôle de la répartition des forces de support a été programmé dans *LabVIEW* 2016 alors que le code du traitement d'images de la photogrammétrie est réalisé sur MATLAB.

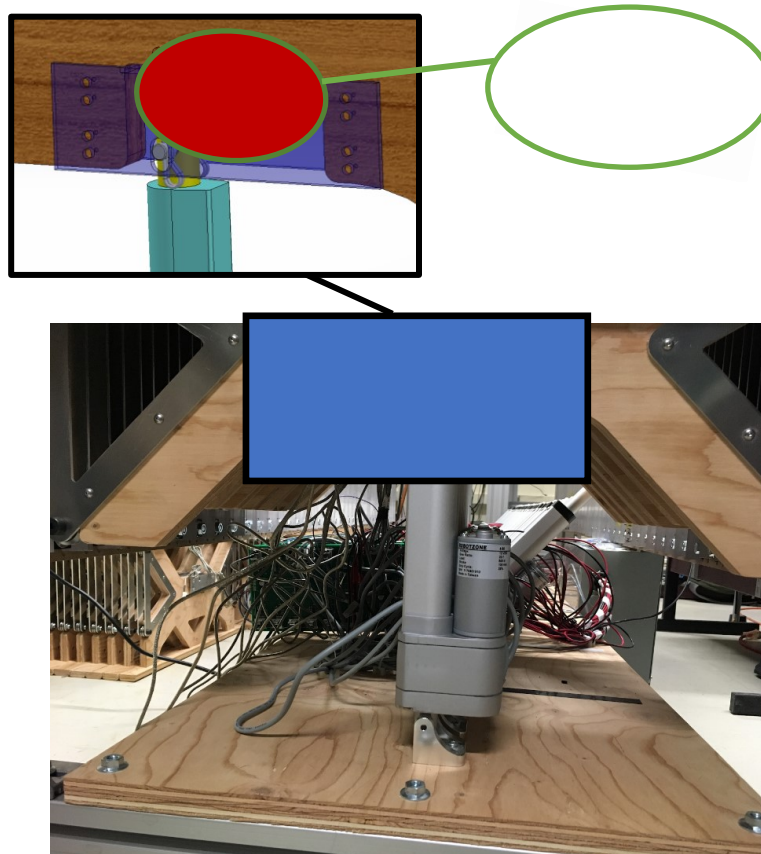


Figure 21. Intégration de la cellule de charge d'une latte du lit instrumenté.

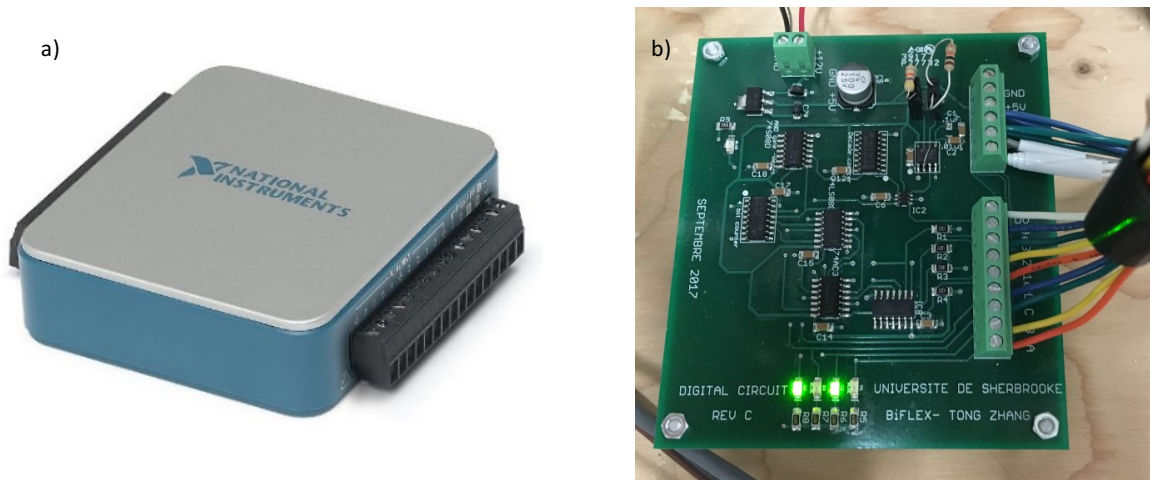


Figure 22. a) Carte d'acquisition NI-6001 USB et b) Circuit électronique du contrôle des multiplexeurs.

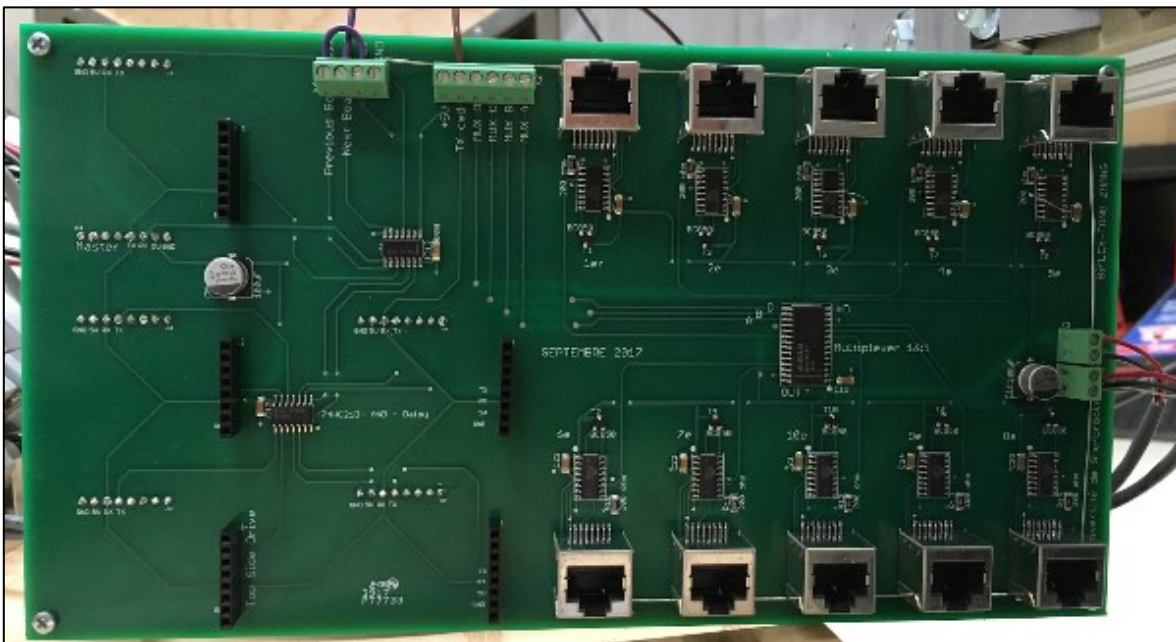


Figure 23. Circuit imprimé de l'acquisition et du conditionnement de 10 signaux.

4.3 Algorithme de contrôle de la répartition des forces de support

Pour un système matelas-lit conventionnel à élément ressort comme un matelas à ressorts ensachés ou un matelas en mousse, lorsque le corps y est couché, le matelas s'enfonce sous son poids. En modifiant localement la raideur du matelas, la répartition des forces de support ainsi que le profil d'enfoncement du corps peuvent être altérés. Sur le présent lit instrumenté, l'intensité de la force de support d'une latte est directement contrôlée par l'allongement ou le raccourcissement de l'actionneur linéaire irréversible qui détermine la hauteur de la latte. En mesurant les forces sur chacune des lattes

et la position des actionneurs, un asservissement en force est implémenté dans un algorithme de contrôle. La rétroaction en force (N) est acheminée à un contrôleur proportionnel qui calcule une nouvelle commande en position à envoyer aux lattes. Une seconde d'attente est maintenue après chaque envoi des nouvelles commandes afin de laisser le temps au système de s'immobiliser et d'obtenir des mesures de forces stabilisées. Les actionneurs étant contrôlés en position demandaient que l'asservissement se fasse par petit incrément avec un grand nombre (30-40) d'itérations. Une des données d'intérêt au projet était de connaître le profil en positions des lattes, ce qui a guidé le choix d'un contrôleur en position. Donc, à chaque itération, les erreurs en force diminuent et la répartition cible des forces de support est atteinte. La Figure 24 montre une visualisation de cet algorithme. Une attention particulière doit être portée au gain proportionnel, car des problèmes de convergence peuvent survenir si le gain est trop élevé.

Parmi les autres stratégies d'asservissement en force, un contrôleur continu ayant une consigne en vitesse aurait pu théoriquement fonctionner. Cependant, compte tenu de la nature interdépendante du système hyperstatique présent, un contrôleur en vitesse pourrait ne pas converger. Une validation expérimentale aurait été nécessaire pour déterminer la faisabilité. La construction d'un prototype ayant suffisamment de lattes pour supporter un humain, le temps pour l'accomplir, le coût des équipements additionnels ainsi que l'éloignement de l'objectif de comprendre le confort, sont quelques facteurs qui ont penché le projet à ne pas investiguer un contrôleur des moteurs en vitesse.

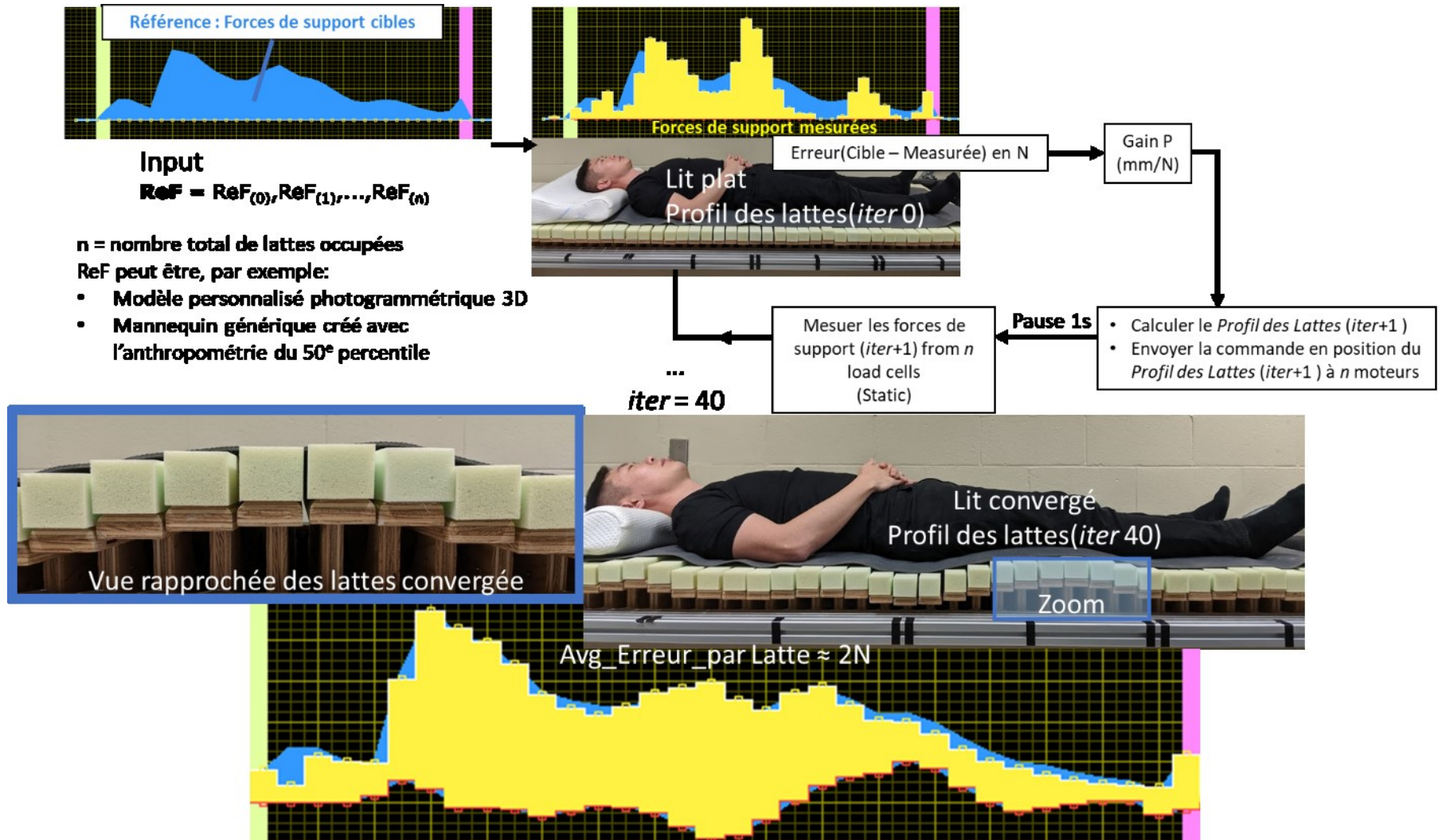


Figure 24. Schéma visuel du contrôle de la répartition des forces de support

Le processus de convergence en force est décrit par étapes ci-dessous :

1. Au départ, toutes les lattes sont descendues à 0 po de hauteur.
 - À cette position, les charges appliquées sur les lattes sont redirigées vers les extrusions structurales du lit protégeant les cellules de charge face à de potentielles surcharges (Figure 25).

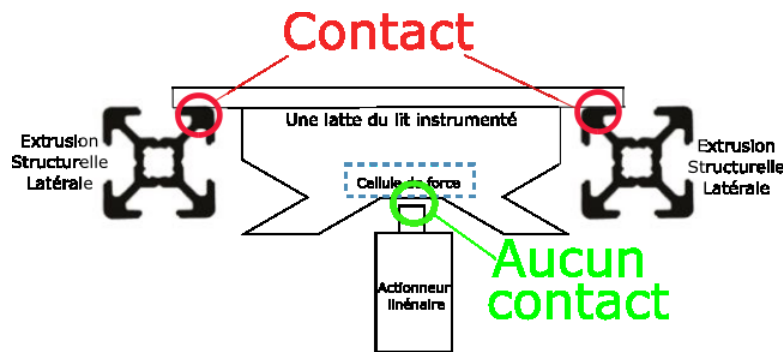


Figure 25. Schéma de la latte en position 0 po de hauteur avec les cellules de forces protégées contre les surcharges.

2. Le sujet s'installe lentement dans une position couchée sur le lit instrumenté.
3. Le sujet est avisé de demeurer immobile pour le reste de la séance.
4. Les lattes montent à la moitié de la course maximale, soit à 2 po de hauteur.
 - Cette manœuvre permet ainsi aux lattes de se déplacer durant le processus de convergence autant dans la direction positive que négative.
5. Une répartition cible des forces de support est importée dans l'algorithme de convergence.
 - Cette répartition cible est à priori normalisée, c'est-à-dire qu'elle est adaptée pour correspondre au poids total du sujet et pour ainsi occuper toutes les lattes requises pour sa grandeur.
 - Dans le lit instrumenté, plusieurs répartitions cibles sont pré-importées dans le logiciel. En ayant ces répartitions cibles en format normalisé, il est possible de les appliquer à différentes personnes de grandeurs variées.
 - Un autre aspect à mentionner, est que les sujets ne se placent pas toujours à partir d'un même point de référence sur le lit instrumenté. Cette étape permet la mitigation des risques de mauvais alignement entre la personne couchée et le positionnement des cibles de forces de support importées dans l'algorithme de convergence.
6. Itérativement, les erreurs en force sont transformées en commandes en position.
 - Un excès de force de support exige à une diminution de la hauteur de la latte.
 - Un déficit en force de support exige une augmentation de la hauteur de la latte.

7. Une fois la convergence terminée, le profil des lattes convergées, la répartition résultante des forces ainsi que l'erreur en force restante sont enregistrées comme données d'intérêt.
8. Les lattes redescendent à 0 po de hauteur et le sujet est libre de descendre du lit.

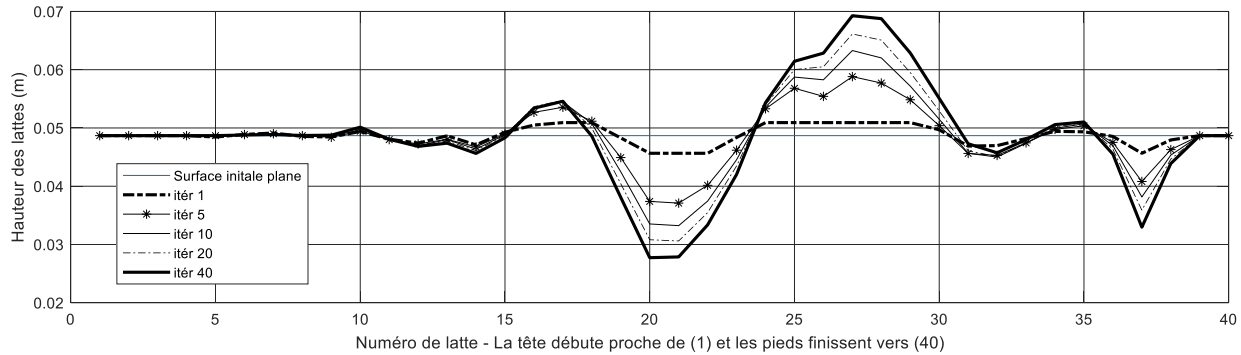


Figure 26. Évolution du profil des lattes durant 40 itérations de convergence en force

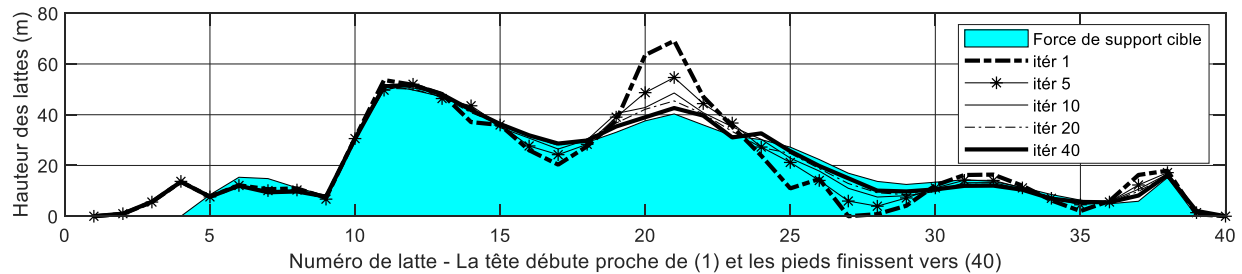


Figure 27. Comparaison entre la répartition cible des forces (cyan) et les répartitions mesurées des forces durant 40 itérations de convergence en force.

La Figure 26 illustre l'évolution du profil des lattes pour un exemple typique du processus de convergence de 40 itérations. Quant à la répartition des forces de support, pour le même exemple, elle est illustrée à la Figure 27. Le nombre d'itérations affecte directement le niveau de convergence final. À la Figure 28, l'évolution de la somme des erreurs absolues en force pour l'exemple typique ci-dessus est montrée pour 40 itérations de convergence. Une première descente rapide de la somme des erreurs se termine vers huit itérations où la somme des erreurs passe d'environ 230 N à 115 N, une diminution de moitié. Puis, la convergence se poursuit à un rythme plus modéré. Enfin, la somme des erreurs se stabilise à partir d'une trentaine d'itérations. Au final, l'erreur restante observée est d'environ 1-2 N par latte. Toutefois, durant la phase des 10 dernières itérations de convergence, une faible, mais observable variation en force au niveau du tronc est notée. Elle est attribuable au mouvement respiratoire du sujet.

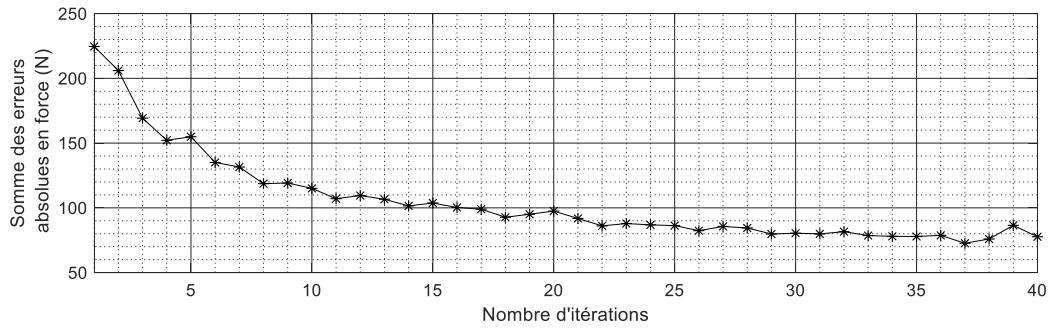


Figure 28. Somme des erreurs (N) en force entre les mesures et la répartition cible durant 40 itérations de convergence.

Dépendamment de la taille de l'erreur initiale, des diminutions significatives d'erreurs peuvent continuer au-delà de la 30^e itération. Concrètement, les 10-15 dernières itérations servent à diminuer les forces exercées sur les fessiers et à soutenir davantage les genoux. Les genoux forment géométriquement un arc à la surface du lit qui requiert plus de déplacement des lattes pour être adéquatement soutenus. De faibles gains proportionnels allant de 0.1 à 0.175 mm/N sont également requis pour converger et éviter l'instabilité. À noter que le gain diminue lorsque le nombre d'itérations augmente et que la nouvelle consigne en position d'une latte ne dépasse de 2.5 mm de l'ancienne consigne.

Dans le cas où la répartition cible des forces de support n'est pas atteignable, le processus de convergence en force ne convergera pas en position. Dans ces cas, les lattes continueront à bouger et le processus ne tendra pas vers une solution. Si le nombre d'itérations le permet, la hauteur des lattes peut même atteindre la course extrême des actionneurs, soit de 0 et 4 po de hauteur. Des répartitions cibles inatteignables exigent soit trop, soit pas assez de force de support pour l'ensemble des segments. Un autre scénario de divergence pourrait être dû à la forme trop exotique de la répartition cible des forces de support. Un exemple d'un cas de non-convergence est si la répartition cible des forces de support pour le bas du corps est quasi nulle, les lattes continueront à baisser jusqu'à atteindre la hauteur de 0 po. Les erreurs en force pour ces lattes n'auront pas diminué au niveau précédemment observé de 1-2 N par latte.

4.4 Discussion et limitations du lit instrumenté

Quelques limitations du processus de convergence et des choix de conception sont à discuter. D'abord, le processus actuel de convergence en force du lit instrumenté exclut la tête et le cou de sa région d'intérêt. Au lieu de laisser l'algorithme de convergence modifier la hauteur des lattes sous la tête et le cou, un oreiller était fourni aux sujets pour assurer le support de leur tête et de leur cou. Puisque la

plupart des gens utilisent un oreiller, cette étude s'est concentrée sur le confort du tronc et des jambes. Cependant, dans l'interface LabVIEW ou les figures (Figure 24 et Figure 26), les forces de support cibles continuent à montrer la tête et le cou dans le but de conserver une allure humaine et de faciliter la compréhension. Dans le programme LabVIEW qui a été conçu, les numéros de lattes qui participent à la convergence peuvent être choisis. Outre ce désir d'une allure humaine, il arrive que les forces de support cibles ne soient pas correctement alignées au corps du sujet couché sur le lit. Une option de translation de ces forces de support cibles par N lattes à gauche ou à droite était incluse dans le programme LabVIEW. La correction de l'alignement des forces de support cibles et du corps du sujet est plus facile lorsque la tête était présente dans l'interface graphique.

Au niveau de la mesure des forces, le multiplexeur achemine les signaux des 40 cellules de charge par groupes de quatre, en changeant 10 fois ses portes numériques ou « digitales » (*Gates*). Sur une carte d'acquisition à huit canaux d'entrée analogique, seules quatre paires de signaux en mode différentiel (un signal positif et un signal négatif) peuvent être lues à la fois. Un cycle complet de lecture requiert 10 changements de portes digitales (*Gates*). Combiné à la fréquence maximale de la carte d'acquisition, un cycle complet d'acquisition des 40 cellules de charge nécessite 0.750 s (1.25 Hz de fréquence). La conception d'un système d'acquisition de signaux plus rapide pourrait améliorer la prise de mesure et permettre plus de fonctionnalité. Par ailleurs, les microcontrôleurs (*Arduino*, *Teensy*...) pourraient être implémentés dans une version future du lit.

Outre la vitesse d'acquisition, les cellules de charge sur ce lit instrumenté ne sont pas protégées en cas de surcharge lorsqu'elles sont déployées. La possibilité d'effectuer des tests couchés pour toute une nuit est à risque de briser les cellules de charge. Les solutions commerciales ayant cette caractéristique sont au moins deux fois plus dispendieuses. À la prochaine itération de conception de lit instrumenté, concevoir une protection contre la surcharge des cellules de charge sera essentiel.

Pour la première version du lit instrumenté, son utilisation est confinée à un laboratoire, et grâce aux roues placées aux quatre coins, il se déplace facilement à l'intérieur de ce local. La deuxième version du lit instrumenté devrait, quant à elle, être plus transportable et adaptée à des utilisations hors laboratoire, par exemple, en magasin ou dans des événements ou foires technologiques. La modularité structurelle, un poids moins imposant et un système électronique comprenant un filage mieux intégré seront les premières pistes de solutions à considérer.

Somme toute, le présent lit instrumenté conçu pour le contrôle direct de la répartition des forces de support est une réussite. Le système d'actionneurs contrôle rapidement et précisément le profil des

lattes, et ce, avec constance. Le système de mesure des forces fournit des signaux dignes de confiance et sa vitesse de lecture est adéquate pour le protocole expérimental utilisé. Malgré la fragilité des cellules lorsqu'en fonction, la supervision des séances expérimentales et la mise en garde des sujets permettent un fonctionnement adéquat du système. Au niveau de l'algorithme de contrôle qui assure la convergence en force, l'ajustement spécifique des gains selon la phase de convergence a permis d'asservir avec constance la répartition des forces de support des lattes du lit instrumenté. Les sous-programmes permettent de nombreuses opérations très utiles, tel manipuler le profil des lattes ou la répartition cible, à même l'interface graphique, pour modifier la position d'une latte inconfortable et apporter plus de confort. Sauvegarder temporairement des profils de lattes et les réutiliser rapidement sont également des fonctionnalités réussies en vue des tests comparatifs sur le confort.

4.5 Cahier des charges pour une deuxième version du lit instrumenté

La conception de la première version du lit instrumenté est faite dans un contexte de laboratoire où l'un des objectifs était d'apprendre ce qui était nécessaire comme matelas instrumenté. La conception de la deuxième version du lit instrumenté aura son déploiement en milieu commercial en tête. La première version a coûté en matériel seulement environ 35 000 \$. Dépendamment du plan d'affaire du partenaire industriel pour ce projet, le coût de la deuxième version suivra le budget accordé.

Le deuxième nouveau besoin est la transportabilité. Plusieurs spécifications peuvent en dériver. D'abord, les dimensions du lit doivent permettre de passer à travers les portes et les ascenseurs de l'université par exemple. Cette spécification peut même mener à la conception d'un lit instrumenté modulaire. Une autre spécification concernant la transportabilité est le poids du lit. Malgré l'installation de roues aux quatre coins du lit, un poids important nécessitera des équipements de chargements spécialisés et plus de personnels. Ensuite, une note de conception concerne l'intégration de l'électronique et la gestion des câbles. Celles-ci doivent être plus ordonnées et scellées au public, en plus d'être certifiées par l'Association canadienne de normalisation (CSA).

L'utilisation probable de la deuxième itération du lit instrumenté sera en magasin par des vendeurs de matelas. Ceci nécessite que le lit instrumenté et l'algorithme de convergence soient simple d'utilisation. L'alignement du sujet sur le lit par rapport au positionnement de la répartition cible doit être effectué 100 % automatiquement. Les étapes ainsi que l'interface graphique pour l'utilisateur doivent également être intuitives. Au niveau mécanique, l'utilisation en magasin requiert que les cellules de charges soient protégées contre les surcharges. La facilité de maintenance du lit instrumenté fait

également partie des notes de conception. Il s'agit de permettre un accès facile aux composantes et d'utiliser si possible des composantes facilement disponibles.

Concernant la configuration du lit instrumenté, 40 lattes avec des lattes de deux pouces généraient des courbes satisfaisantes surtout au niveau du tronc. Tous les sujets reçus ont bien été accommodés par cette configuration de lit. S'il y a un désir d'inclure de très grands usagers à la clientèle, un lit à 50 lattes peut être considéré.

D'autres spécifications peuvent s'ajouter à la deuxième version du lit instrumenté dépendamment du modèle d'affaire à développer avec le partenaire industriel.

Chapitre 5. Étude expérimentale sur le confort de la personnalisation et la répartition des forces de support

Contribution de l'article dans le cadre du mémoire

Cet article sur la personnalisation de la répartition des forces de support de lit décrit une étude expérimentale menée dans le cadre de cette maîtrise. L'objectif est de déterminer auprès d'un groupe d'environ 30 sujets si la personnalisation de la répartition des forces de support améliore subjectivement et quantitativement le confort couché. D'abord, une description du protocole ainsi que l'élaboration d'indicateurs de confort quantitatif sont présentées. Puis, dans la discussion, l'analyse des résultats et la critique de la méthodologie confirmeront ou infirmeront l'hypothèse du confort de la personnalisation issue de la répartition des forces de support, telle que mise de l'avant dans ce mémoire.

Avant-propos

Auteurs et affiliation :

T. Zhang : étudiant à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

F. Martel : étudiant au doctorat, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

M. Leroux : étudiante à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

A. Desrochers : Professeur titulaire, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

D. Rancourt : Professeur titulaire, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

Data de soumission : 2020-03-20

Numéro du manuscrit : BM-D-20-00321

Revue: Journal of Biomechanics

Titre français : Amélioration du confort de lit en décubitus dorsal par l'adaptation de la répartition des forces de support selon l'anthropométrie de l'utilisateur

Résumé français :

Comment obtenir un support de lit confortable reste à ce jour une question ouverte. L'objectif de cette étude était de déterminer si supporter le corps avec une répartition des forces égale à sa propre distribution de poids offrirait un confort supérieur puisque cela minimiserait la génération des contraintes internes de cisaillement au niveau du tronc. Des répartitions cibles génériques (des mannequins 50^e percentile mâle et femelle) et personnalisées (*Data-Driven* et modèle par photogrammétrie) ont été présentées à 28 sujets couchés sur un lit instrumenté. Chaque sujet rapportait le classement de ses préférences pour quatre cibles de répartitions de forces. Un indicateur de confort quantitatif (*Weight Mismatch*) était calculé pour quantifier la disparité entre la répartition réelle des forces mesurées et la distribution de poids du sujet. Les résultats ont montré que les cibles personnalisées de répartition des forces de support étaient subjectivement préférées à leurs homologues génériques. De plus, ces cibles personnalisées de répartition des forces de support génèrent des *Weight Mismatch* plus faibles. En examinant toutes les cibles de répartition des forces de support de tous les sujets, celles qui étaient subjectivement préférées corrélaient systématiquement avec les plus petits pointages de *Weight Mismatch*. Selon ces résultats, la personnalisation de la répartition des forces de support selon la distribution de poids de l'individu assurerait un confort de lit supérieur.

Improving bed comfort by adapting support force distribution to user anthropometry in supine sleep position

Tong Zhang

François Martel

Marianne Leroux

Alain Desrochers

Denis Rancourt

Department of Mechanical Engineering

Université de Sherbrooke

2500, boul. de l'Université, Sherbrooke, QC, J1K 2R1, Canada

Tong.Zhang@usherbrooke.ca

Francois.Martel2@usherbrooke.ca

Denis.Rancourt@usherbrooke.ca

Abstract

How to achieve bed support comfort is still an open question. The aim of this study was to investigate whether supporting one's body with a force distribution equal to its own body weight distribution would achieve better comfort as it minimizes internal shear stress generation. Generic (50th percentile male and female mannequin) and personalized (Data-driven and photogrammetry model) target support force distributions were presented to 28 subjects lying on an instrumented bed. Each subject reported their ranking preference of the 4 target force distributions. A quantitative comfort index (Weight Mismatch) was computed to quantify the mismatch between the actual measured force distribution and subject's body weight distribution. Results showed that personalized target force distributions were subjectively preferred over its generic counterparts. Also, personalized target force distributions generated smaller Weight Mismatch. When examining all target force distributions from all subjects, subjectively preferred targets consistently correlated with smaller Weight Mismatch scores. Based on these results, it is concluded that personalizing the force distribution to one's body weight distribution would achieve superior bed support comfort.

5.1. Introduction

Sleep is a crucial activity in a human's life. On average, one-third of a lifetime is devoted to sleeping. Poor sleep quality may lead to headaches and fatigue, while a lack of sleep is associated with multiple health risks such as increased blood pressure and higher heart rate (Tochikubo et al., 1996), as well as diminished immunity functions (Spiegel et al., 2002).

Although several factors are involved in a satisfactory sleeping environment (ambient noise, room luminosity, and body temperature), bed support remains a key element. During sleep, mechanical support of the musculoskeletal system is ensured by the bed system, allowing relaxation of muscles and connective tissues (Nachemson and Elfström, 1970). It is commonly accepted that bed systems must also relieve shear and contact pressure points on soft tissues that may impede blood flow and tissue oxygenation which, in turn, may increase the risk of developing bed ulcers (Reddy et al., 2006).

Pressure points may also impact user comfort. Nicol and Rusteberg (1993) first investigated the elimination of pressure points on soft tissues by making use of a pressure mapping system. However, in an experimental study, Buckle and Fernandes (1998) noted that contact pressure magnitude did not determine comfort level once pressure points had been eliminated. In fact, Haex (2004) suggested that an optimal bed system should instead support the spine in such a way as to minimize internal body stress. Following this line of thought, Dolan et al. (1988) proposed that the force distribution exerted by the bed surface on the trunk should be such that the resulting spine curvature should reach its unloaded natural shape, thus hypothetically generating the least amount of internal body stress. Therefore, natural spine alignment was adopted as the best criterion to achieve comfort on a given bed surface (Haex, 2004; Leilnahari et al., 2011; Verhaert, 2011; Wu et al., 2018).

Denninger et al. (2011) extended the internal stress minimization rationale to the whole body to cover areas other than the trunk, such as the lower limbs. They hypothesized that bed comfort would be best achieved by designing a bed surface in which the contact force distribution exerted by the bed support surface on the body should be equal and in opposite direction to the user's body weight distribution along the craniocaudal axis. An inadequate support meant that certain anatomical structures would not be sufficiently supported by the bed system. Consequently, loads would be transferred to neighboring structures, inducing unwanted internal stresses. Moreover, by locally tuning the bed surface stiffness over the whole surface, the resulting spine curvature could, at the same time, approach a natural alignment. This approach had also been considered by Haex (2004). He suggested that to maximize one's comfort,

customization of the bed system is necessary, as natural spine shape and body weight distribution are both anthropometric features unique to each individual. This approach seems promising as a means to achieve bed comfort, yet Denninger et al. (2011) investigated its potential on a very limited population of 3 subjects and no subjective comfort evaluation confirmed the theoretical comfort of these personalized mattresses.

The aim of this study was to determine if better comfort is achieved by personalizing the contact force distribution on a bed surface. According to previous findings, better comfort would be expected if the resulting force distribution on the bed surface replicates the user's body weight distribution. This hypothesis was tested through laboratory experiments that collected the user's subjective evaluation of comfort for various bed supports.

5.2. Methodology

General protocol

The hypothesis was tested on a total of 28 subjects (16 males and 12 females) who read and signed an informed consent document approved by the ethics committee at Université de Sherbrooke. Their average height was 1.74 m with a standard deviation of 0.10 m and their average weight was 73 kg with a standard deviation of 14 kg. The average body mass index was 24.2 kg/m^2 with a standard deviation of 3.62 kg/m^2 .

Subjects were asked to lie down on their backs on a laboratory instrumented bed composed of 40 motorized adjacent slats, as illustrated in Figure 29. Each slat can move over a range of 4 inches in the vertical direction, its position being controlled by a linear actuator (ServoCity, Winfield, KS, USA, model HDA4-50). Slats were connected to the linear actuator through a load cell (Omega Engineering, QC, CAN, LCEB-25, 25 lb) in order to measure the actual contact force distribution for a given slat profile.

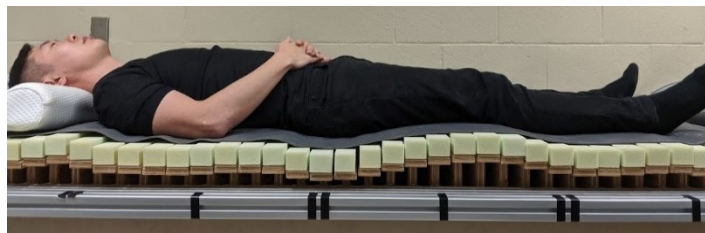


Figure 29. Customized laboratory instrumented bed composed of 40 motorized adjacent slats

While subjects laid comfortably on their backs, arms resting beside their body, slats were moved vertically, in an iterative manner, in order to have the actual contact force distribution approach that of a given

target force distribution. In general, the converging process took approximately forty iterations to get within acceptable limits (in the order of 2 N per slat). Four different target force distributions were presented to each subject. These targets, of various levels of personalization, are listed in Tableau 2. Convergence to the actual force distribution resulted in a converged slat profile, one for each target force distribution.

Tableau 2. Four different target force distributions presented to a subject.

Target Nomination	Construction method
Generic A	Adjusted and discretized generic female body model
Generic B	Adjusted and discretized generic male body model
Photo	Photogrammetry and discretization
Data-driven	Mean of 36 instances of actual force distributions

Construction of target force distributions

The first 2 target force distributions were generic since they were created using the *MakeHuman* (v.1.1.1) open-source software (license AGPL, makehumancommunity.org) assuming a 50th percentile setting for weight, height, muscle, and proportions parameters. Generic A used female gender settings while generic B used male settings. Compared to the male generic target, the female generic target bears less weight in the thoracic and lumbar regions, but more in the hip area. Generic force distributions were normalized in magnitude and length and adjusted to the user's total mass and height. The resulting continuous force distributions were further discretized along the craniocaudal axis into sections whose width corresponded to the instrumented bed slat width (i.e. 2 inches).

A third target force distribution was constructed based on the user's actual weight distribution. A photogrammetry method (Denninger et al., 2011) was used to estimate the subject's body weight distribution which was again discretized along the craniocaudal axis.

Finally, a fourth target force distribution was defined using a large experimental dataset of multiple (36) instances of actual contact force distributions. These instances were obtained as follows. Four different target force distributions were sent to the user. These target force distributions varied in body segment ratio and in regional support intensity where some had relatively higher support near the shoulder and others were more supported at the buttocks. For each of these target force distributions, low amplitude slat profile waves of various magnitudes (total of 3) and periods (total of 3) were phased in to perturb the

converged slat profiles to gather a large dataset of unique actual force distributions. The result was the creation of a different dataset for each user.

Upper limbs and head data were removed on all 4 target force distributions. Along with the head contact force distribution, the data are shown in Figure 30 for comparative purposes.

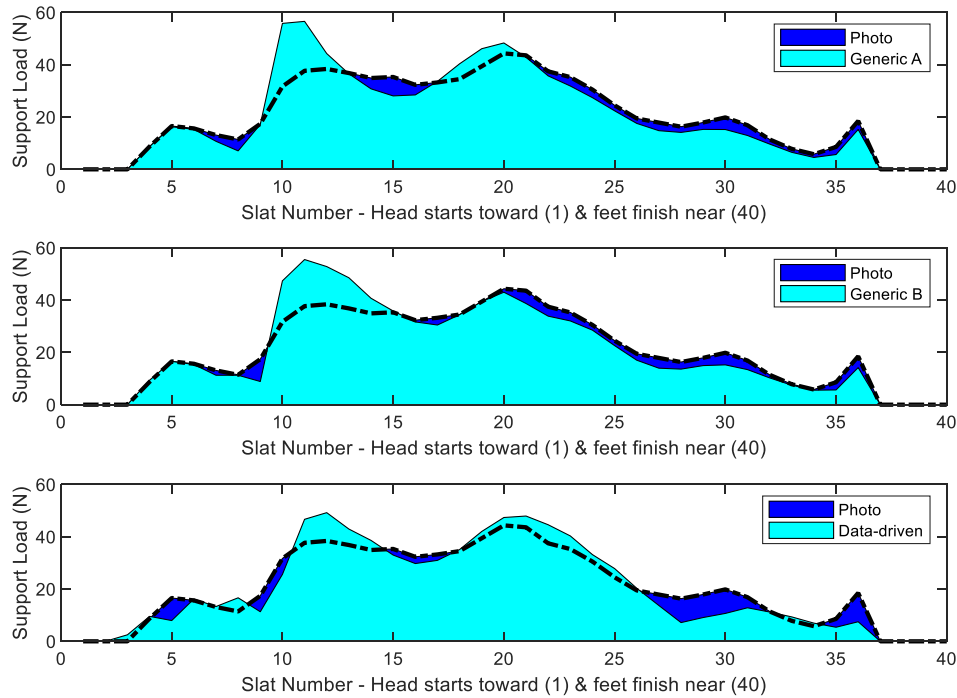


Figure 30. Generic A, Generic B, and Data-driven target force distributions compared to photogrammetry distribution (dash lines) for a typical male

Construction of converged slat profiles

Once target force distributions were constructed, they were then used to obtain converged slat profiles that were stored for later use for the comfort ranking study. Hence, 4 different converged slat profiles were stored for each subject. The region of convergence excluded the head region, as pillows are commonly used and pillow models on the market vary greatly. Once a converged slat profile was obtained through the iterating process, the vertical positions of the slats directly underneath the head were further adjusted by asking subjects to determine the optimal height of the slats in order to eliminate any remaining discomfort at the neck. The head slats position data were then stored with their associated body converged slat profiles.

Bed surface subjective comfort assessment

As mentioned in the literature (Pearson, 2009), absolute comfort assessment using a graded scale was found to be insensitive and inconsistent in our preliminary investigation conducted to define the experimental protocol. To determine the participants' preference ranking across the 4 converged slat profiles, resulting from the exposure of the subject to the 4 different target force distributions, a tournament bracket was thus designed. Blind matchups between pairs of slat profiles were generated to determine which ones were favored by the experimental subjects. The first converged slat profile of a given matchup was presented to the subject for 10 seconds (s). Then, the second slat profile of the matchup was presented for 10 s. Afterward, both were alternated 3 to 7 times at 5 s intervals, after which the subject had to select his or her preferred slat profile. Finally, a validation round confirmed the subjects' choices by presenting the 4 slat profiles in decreasing comfort order. Before a next matchup was tested, the bed surface was flattened for 15 s so that the subject's experience always started from a neutral bed surface. This purges sensations from the previous matchup stored in the short-term memory (Lawson et al., 2015). When subjects were unclear about their preference, the matchups were again presented to the participants. After all matchups were tested, a ranking scale from #1 (most preferred) to #4 (least preferred) was obtained. It was noticed that after lying down for long periods of time, participants were less sensitive to different slat profiles. Experimental sessions were therefore limited in time and included a short break midway through the experiment. The entire session lasted for 1.5 to 2 hours.

Quantitative comfort index

In this study, better comfort was hypothesized to be achieved when actual force distribution replicated the user's body weight distribution. To verify this hypothesis, actual force distributions were compared to body weight distribution using a quantitative comfort index named "Weight Mismatch Index" (*WMI*). For each tested bed surface, absolute differences between actual force distribution (F_i) and body weight distribution (W_i) were averaged as follows:

$$WMI = \frac{\sum_{i=1}^n |F_i - W_i|}{n} \quad (4)$$

with n , the number of occupied slats in the zone of interest. A typical zone of interest is shown in Figure 33. To compare Weight Mismatch between subjects, a relative metric, "Weight Mismatch Rate" (*WMR*) was computed. It divides Weight Mismatch by the subject's average body weight in the zone of interest as follows:

$$WMR = \sum_{i=1}^n \frac{|F_i - W_i|}{W_i} \quad (5)$$

Though the force converging process was applied to the whole body from the head down to the feet, different slat profiles generated different angles of knee bend. Thus, the ankle location moved significantly. During preliminary testing, as lower legs and feet were observed to be relatively less sensitive to overall comfort, the region of interest excluded the lower leg in the computation of the quantitative comfort index.

Though the spine natural shape comfort criterion (Haex, 2004) was purposely not investigated in this study, it is often cited in the literature (Haex, 2004; Leilnahari et al., 2011; Verhaert, 2011; Wu et al., 2018). Yet, a correlation between better spine alignment and subjective comfort ranking, to our knowledge, is not clearly established in the literature. Hence, converged slat profiles were compared to the natural shape of the spine to determine whether better natural spine shape fitting did in fact lead to better subjective comfort. To estimate natural spine shape, subjects were asked to stand in an upright position (Haex, 2004) and their back contour in the sagittal plane was captured using a standard camera which was located 4 m away from the subject. For each subject, absolute differences between slat profile (P_i) and their back contour (B_i) were averaged to form the “Back Contour Mismatch Index” ($BCMI$).

$$BCMI = \frac{\sum_{i=1}^n |P_i - B_i|}{n} \quad (6)$$

5.3. Results

In this study, comfort analysis was broken down into 3 axes (Figure 31). Axis 1 examined correlations between subjective comfort and the 4 target force distributions (Figure 32). Axis 2 analyzed correlations between quantitative comfort and target force distributions (Figure 34). Axis 3 investigated correlations between quantitative and subjective comfort regardless of the target force distribution (Figure 35).

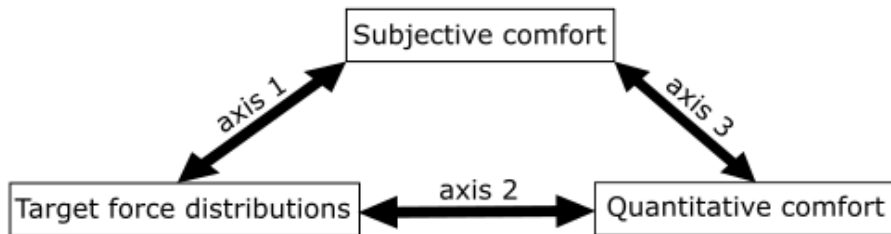


Figure 31. Three axes of comfort analysis

On axis 1, subjective preference rankings of target force distributions were established for all subjects. Results are shown in Figure 32 with their average preferences. The preference order from most comfortable to least comfortable is: Photo, Data-driven, Generic A and Generic B. Photo target dominated rank 1 with 61 % of the 28 votes. Data-driven and Generic A are more varied at rank 1, 2 and 3. Generic B is the least favorite in rank 4 with 79 % of the votes. Though female and male subjects were near parity (43 % vs 57 %), no significant difference in subjective rankings was observed between genders.

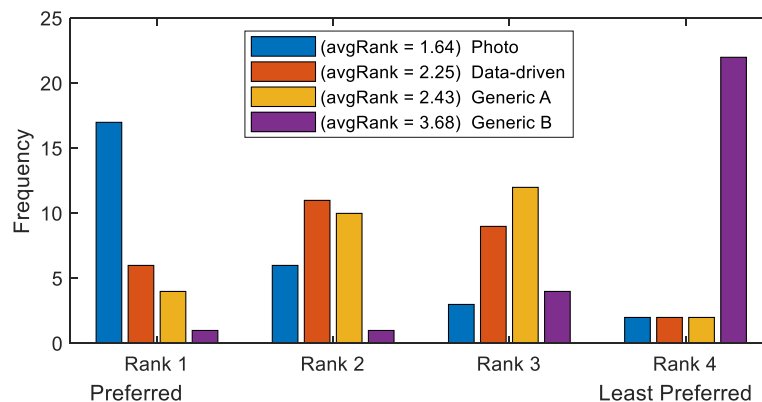


Figure 32. Subjective rankings for all 4 target force distributions and their average rank for 28 subjects.

Before examining axes involving quantitative comfort (axis 2 and 3), typical actual force distributions involved in Weight Mismatch Index calculation were constructed in Figure 33 a). These actual force distributions were obtained by testing the 4 target force distributions for a given subject. Force magnitudes at specific anatomic regions (shoulder, thoracic, lumbar, buttock, etc) appear to differ noticeably for different target force distributions. Horizontal positioning of curve prominences, corresponding to biomechanical landmarks such as shoulder or buttock, vary slightly as well.

Back Contour and typical slat profiles used for Back Contour Mismatch index are shown in Figure 33 b). These slat profiles originated from all 4 target force distributions for a given subject. These slat profiles differ from each other by having different slat heights at specific anatomic regions. Generic B slat profile consistently had more elevated slats under the shoulder and the thoracic regions, while Data-driven target generally had lower slats at the knees.

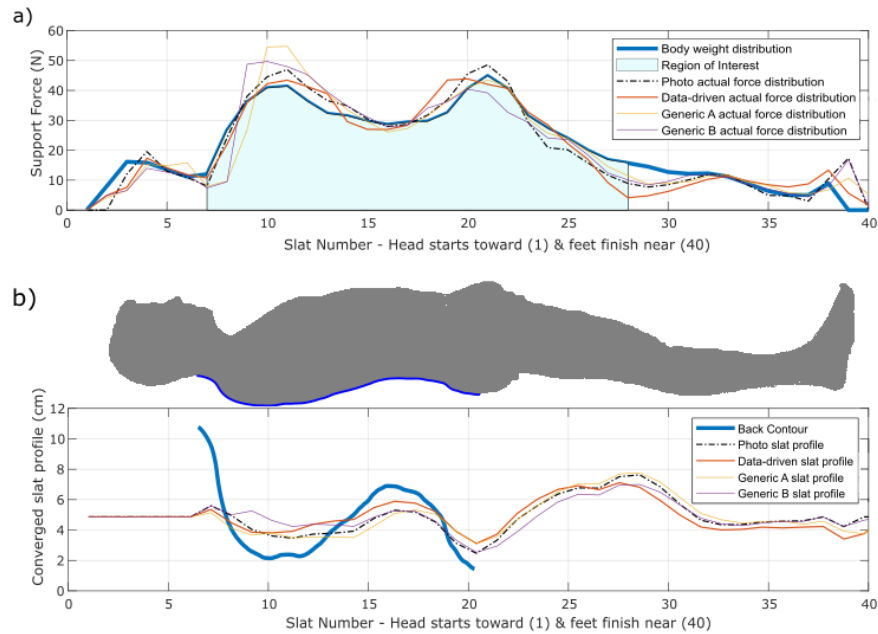


Figure 33. Typical subject illustrations of: a) Actual force distribution from all 4 targets compared to body weight distribution; b) slat profiles from all 4 targets compared to back contour in the sagittal plane.

On axis 2, correlations between quantitative comfort and target force distributions are examined. In Figure 34, Weight Mismatch Rate and Back Contour Mismatch Index for all 4 target force distributions across subjects are shown. Photo target performed best at minimizing Weight Mismatch and at fitting back contour in the sagittal plane. Weight Mismatch rate of target and actual force distributions, shown side by side in Figure 34, illustrates the convergence capability of the instrumented bed.

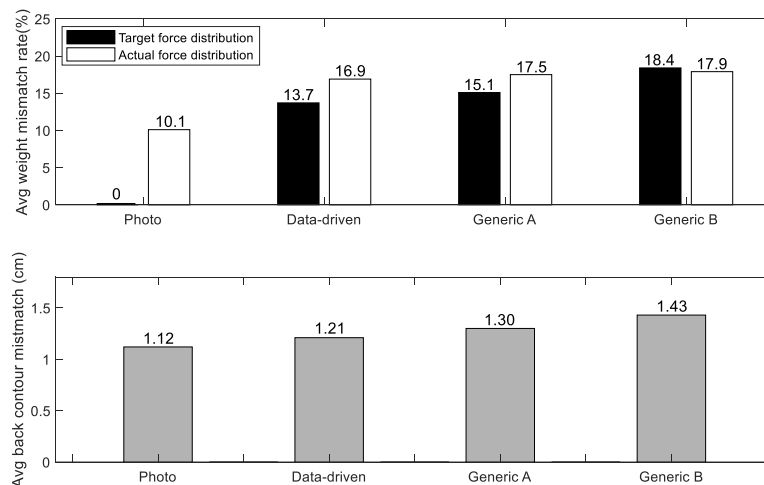


Figure 34. Quantitative comfort index for all 4 targets across subjects: (Above) Weight Mismatch Rate (%); target force distributions are in black; actual force distributions are in white. (Below) Average Back Contour Mismatch in cm.

Finally, to close the analysis axis loop, correlations between subjective comfort and quantitative comfort were examined on axis 3. A common format was needed to correlate both concepts; the ranking format

was chosen since subjective comfort results were expressed in ranks. For each subject, their quantitative comfort indexes were ranked and grouped according to their corresponding subjective rank. For example, among the preferred target force distribution (subjective rank 1), Weight Mismatch Index was ranked an average of 1.68 out of 4. The complete results for subjective ranks 1-4 are shown in Figure 35. Compiled Weight Mismatch ranking matches those of the nominal order (1-2-3-4) by scoring 1.68, 2.54, 2.68, and 3.11 respectively, suggesting a correlation between Weight Mismatch performance and subjective comfort. Using the Pearson coefficient on both rankings, its resulting correlation value of 0.464 suggests a moderate linear relationship. Similarly, the compiled Back Contour Mismatch ranking (1.61, 2.25, 2.64, 3.50) also agrees with the nominal rank order of subjective comfort. Its Pearson coefficient value was 0.614, suggesting a mildly strong linear relationship. Though Back Contour Mismatch ranking has a stronger correlation value, this result is only valid in a ranking format analysis.

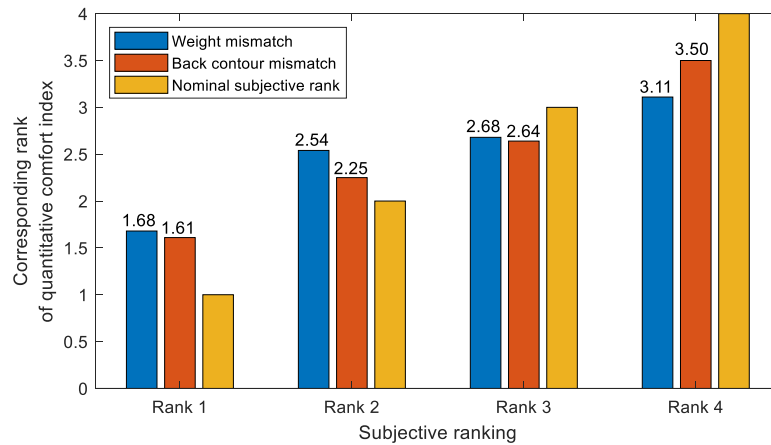


Figure 35. Performance of quantitative comfort index in rank, classified per subjective rank

A multinomial logistic regression model (Agresti, 1996, pp. 173–196) was built to predict subjective ranking of future subjects based solely on their performances in quantitative comfort indexes. One or several predictors, such as Weight Mismatch ranking or Body Contour Mismatch ranking, were input into the model. In addition, subjective rank served as a response input to train the model. Once trained, the model output an occurrence to non-occurrence probability ratio for each new predictor. When fed back with our quantitative comfort rankings, the multinomial logistic regression model accurately predicts subjective rank 1 with a success rate ranging from 54 % to 61 %. Considering that the main objective is to offer better comfort, the emphasis was placed on both subjective ranks 1 and 2. Prediction success rate increases to 75 % and 79 % when considering matches of predicted rank 1 with subjective rank 1 or subjective rank 2. Prediction rates (%) for different predictors are shown in Figure 36. Note that

“Weight + Back” means that both rankings were summed, whereas for “Weight and Back”, each of their rankings served as an individual predictor. By combining Weight Mismatch and Back Contour Mismatch rankings together, better prediction results were found. However, Weight Mismatch’s performance alone readily provides good predictions.

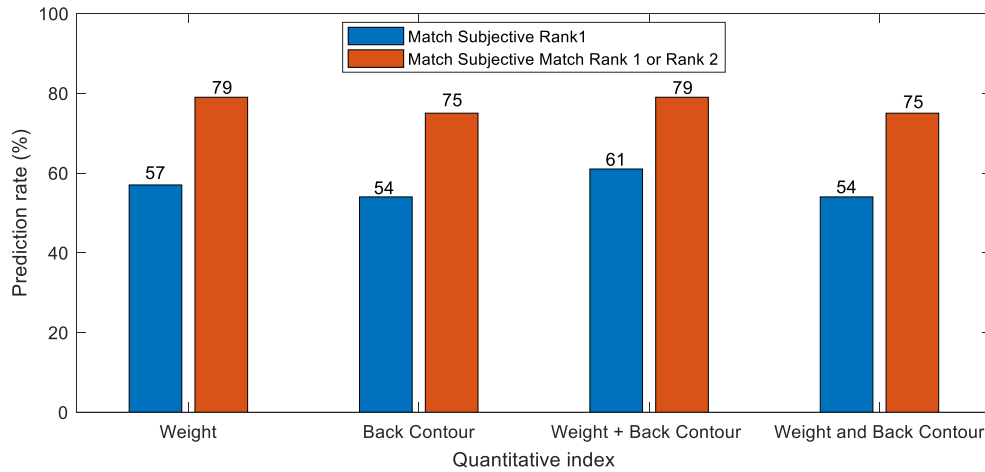


Figure 36. Subjective rank 1 prediction rate using different quantitative indexes as predictors in a multinomial logistic regression model. Perfect matches of rank 1 are shown in blue. Predicted favorites matching subjective rank 1 or rank2 are shown in red.

5.4. Discussion

This study investigated whether supporting the body with its own body weight distribution would achieve better comfort than using the body weight distribution of a generic human body. On axis 1, target force distributions with more personalized features (Photo and Data-driven) are clearly preferred over generic models A and B. Personalized features can be described as accurate body segment ratio fit or concordant local support force intensity. For example, generic target force distribution might not portray shoulders at their actual location or might even over-support them. Better performance of Photo and Data-driven target force distributions were also observed on quantitative comfort indexes in the axis 2 analysis. For actual Weight Mismatch Rate, Photo and Data-driven scored respectively 10.1 % and 16.9 % against 17.5 % and 17.9 % for the Generic (A and B) target force distributions. For Back Contour Mismatch, again, Photo and Data-driven distributions lead respectively with 1.12 cm and 1.21 cm against 1.30 cm and 1.43 cm for the Generic (A and B) target force distributions. More personalized target force distribution seems to better accommodate one’s unique anthropometry. This study purposely closed the 3 axes loop of comfort analysis by investigating correlations between subjective and quantitative comfort regardless of the target force distributions (axis 3). In Figure 35, converged slat profiles were classified according to their

subjective comfort rank. Among the favorites (Ranks 1 and 2), their respective performance on quantitative comfort indexes were 1.68 and 2.54 for Weight Mismatch and 1.61 and 2.25 for Back Contour Mismatch. The same trend could be observed for subjective ranks 3 and 4. Experimental results showed that converged slat profiles with better performance on quantitative comfort indexes achieve superior subjective comfort (axis 3). Indeed, better performances on these quantitative comfort indexes were observed when target force distributions (axis 2) were more personalized. It can be observed that personalized force distribution does in fact achieve better comfort than generic force distributions on a bed surface, for the population group studied.

In this study, the chosen comfort criterion was Weight Mismatch. Concordant Weight Mismatch ranking order with nominal subjective ranking order in Figure 35 validated the choice of this criterion, as smaller weight mismatch was correlated with superior subjective comfort. As tested target force distributions included both body weight distribution and generic models, our results suggest that having actual force distribution resemble body weight distribution in the form of Weight Mismatch index can serve as an absolute and validated quantitative comfort criterion for bed surfaces.

Yet, smaller Back Contour Mismatch, although not specifically controlled, demonstrated better comfort in relative settings. Although Back Contour Mismatch Ranking correlates with subjective comfort ranking, its absolute value was still significant at 1.12 cm, even for the best performing target force distribution (Photo). These results cannot confirm, however, if fitting bed surface to one's back contour or spine natural shape can help achieve optimal comfort in an absolute sense. To determine whether Back Contour Mismatch can be used in an absolute measure setting for assessing comfort, an experimental study designed to fit bed slat profiles to one's back contour would be needed. Such studies would fill the gap between comfort and slat profiles that fit closely to one's back contour.

Furthermore, Back Contour Mismatch in our study is similar to the literature's spine shape mismatch concept. In this case, back contour in the sagittal plane may induce significant error for subjects with greater adipose tissue, the spine being located between both erector spinae muscles. Owing to its distinct nature, a conscious effort was therefore made to associate the unique spine curvature to a "Back Contour Mismatch Index". Better spine shape measurement methodology could be used in the future to obtain a more accurate spine shape mismatch index without being invasive.

When reviewing our methodology, all chosen target force distributions resembled a human body shape. Exotic or implausible target force distributions could lead the slats to diverge instead of converging to a stable profile. On the other hand, target force distributions that fail to distinguish themselves sufficiently

from their peers result in ambiguity during experimental subjective comfort assessment. In practice, the chosen target force distributions distinguished themselves from each other either by their features, such as heavier chest and lighter hip; or by their construction process, including software generation and experimental construction and photogrammetry.

Although photogrammetry provides a quick and most likely satisfactory estimation of body weight distribution, its error to true body weight distribution remains unknown. Yet, true body weight distribution is difficult to measure on actual subjects. The quality of the force distribution convergence process can also prevent subjects from experiencing true body weight distribution. An error of 2 N on average, per slat, was observed at the end of the convergence process. Subject's breathing and involuntary small movements in a quasi-static experimental condition were also captured by the instrumented bed's load cell system.

Subjective rankings resulting from the tournament bracket blind matchups seemed consistent and subjects were confident in their response. When subjects reset their perceptions on the flat surface, they reported that all converged slat profiles were more comfortable than the flat surface. Hence, the experimental protocol seemed reliable for determining relative comfort among the different options.

This study showed that personalization of a bed surface with a target force distribution that better approaches a user's anthropometry produced the most comfortable settings for a short-term exposure. Results are however restricted to a small population and for a dorsal decubitus. Further studies are required to validate the personalization process for a lateral or ventral decubitus, as well as for overnight experimental sessions, most likely more representative of subject's needs for comfort.

Acknowledgments The authors gratefully thank all subjects who participated in the experimental tests of personalized bed support. This work was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada and by Matelas René Inc., Nicolet, Qc, Canada, a mattress manufacturer.

Conflict of interest statement Despite the funding received from Matelas René Inc., this research was carried freely and without constraint from this company.

Chapitre 6. Peaufinage pour un confort « parfait »

Le processus de personnalisation de la répartition des forces de support développé dans le chapitre 4 et testé dans le chapitre 5 offre une méthode systématique pour réaliser une surface de lit confortable. Bien que les profils convergés des lattes des cibles testées étaient confortables, est-ce qu'ils pourraient être encore plus confortables? Et qu'en est-il des goûts personnels qui pourraient influencer la répartition des forces de support? Certains individus souhaiteraient peut-être plus de support lombaire, alors que d'autres aimeraient un peu moins de support au niveau des omoplates. Il est toutefois difficile pour les sujets de suggérer des améliorations sans expérimenter, au préalable, un éventail de support. Dans ce chapitre, un processus permettant aux sujets de ressentir différentes variations de support est d'abord développé. À partir d'un profil convergé de lattes, ce processus de peaufinage retouchera stratégiquement la position des lattes afin d'y ajouter un ingrédient d'appréciation personnelle. De plus, l'avantage de faire ressentir différents supports est que les sujets peuvent ensuite confirmer avec confiance leurs suggestions d'amélioration. Par la suite, une nouvelle évaluation du confort subjectif établira l'envergure des changements sur le classement des préférences. Enfin, les ajustements effectués durant le peaufinage seront visualisés par région anatomique et un indicateur quantitatif correspondant sera proposé.

6.1 Processus de peaufinage

Dans l'optique de déterminer comment rendre les profils convergés des lattes encore plus confortables, un processus de peaufinage des profils convergés est développé. D'abord, les lattes occupées sont regroupées par zone selon les repères biomécaniques suivantes: tête et cou, épaules et omoplates, thorax, vertèbres lombaires du dos, fessier, cuisses et genoux. Pour chaque zone, le sujet ressent une montée de l'intensité des forces de support, suivie d'une descente. Concrètement, cinq options de forces du support sont présentées au sujet : le statuquo (neutre), une augmentation d'un incrément, une augmentation de deux incréments, puis un relâchement d'un incrément et un relâchement de deux incréments.

Par exemple, pour une augmentation d'un incrément dans la région des lombaires du dos, qui occupe hypothétiquement les lattes 16, 17 et 18, un gain est appliqué aux forces de support cibles des lattes 16, 17 et 18. Plutôt que d'appliquer un gain identique sur ces lattes et créer possiblement des transitions abruptes avec les lattes frontières (15 et 19), un gain en forme de cloche (Figure 37) est choisi pour assurer une transition en douceur. L'équation pour le gain d'augmentation d'incrément $Gain(i)$ est donnée par :

$$Gain(i) = 1 + modulation * \cos(i)^2 \quad (7)$$

où i est le numéro de latte et $modulation$ est le pourcentage de variation. Dépendamment de l'option choisie et de la modulation, on additionne ou soustrait au maximum soit 10 % ou 20 % de la valeur initiale. Ainsi, les forces de support cibles transformées $Force_cible(i)'$ des lattes de la zone choisie sont données par :

$$Force_cible(i)' = Force_cible(i) * Gain(i) \quad (8)$$

La fonction choisie est en forme de cloche telle qu'illustrée à la Figure 37. Puis, les forces cibles transformées par le gain de modulation sont injectées dans l'algorithme de convergence du lit instrumenté. Les lattes de la zone choisie convergent alors vers ces nouvelles cibles. Ici aussi, les avantages de l'asservissement en force se font sentir. En effet, contrôler directement la position des lattes induit rapidement et facilement de l'inconfort en plus d'être délicat à réaliser.

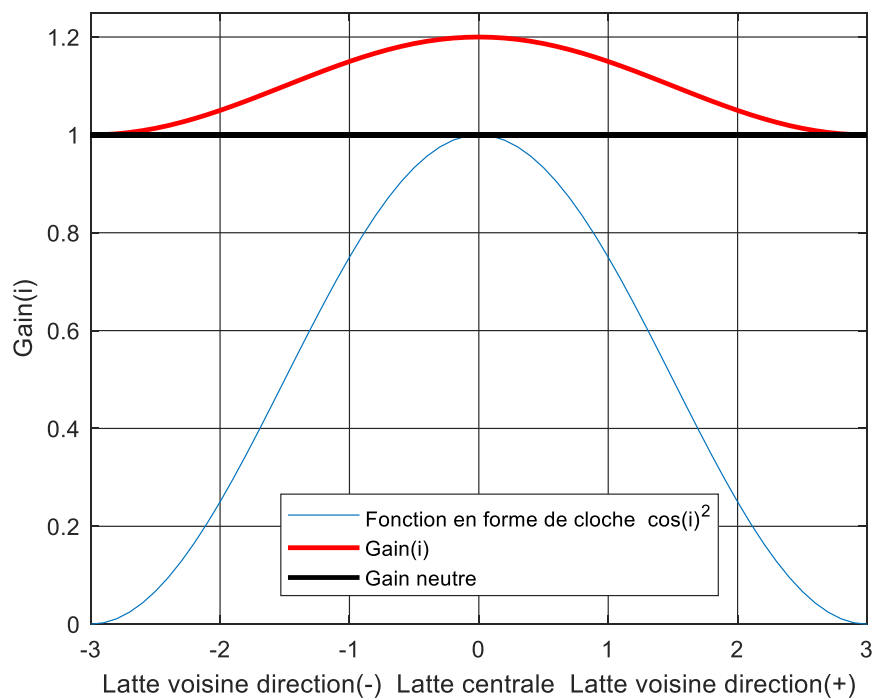


Figure 37. Fonction en forme de cloche $\cos^2(i)$ et exemple de gains pour une augmentation max de 20%

En présentant les cinq options, la méthode de variation du support permet au sujet de ressentir systématiquement un intervalle de plus à moins de support dans chaque zone. Au terme d'une variation, le sujet indique son option préférée. L'option préférée est ensuite intégrée au profil des lattes sous le nom de « profil peaufiné ». En exécutant ce peaufinage une zone à la fois, cela permet au sujet de se concentrer davantage. La séquence de peaufinage des zones est illustrée à la **Error! Reference source not found.** En

évitant de traiter les zones voisines de manière consécutive dans la séquence, cela minimise l'impact des nouvelles conditions de support sur le confort des zones précédemment traitées.

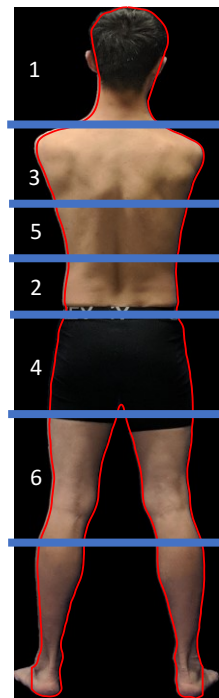


Figure 38. Zones de peaufinage et séquence d'exécution

6.2 Exemple du processus de peaufinage

Un exemple typique (sujet G17) des résultats du processus de peaufinage des quatre cibles de répartition des forces de support est présenté à la Figure 39. Ces courbes donnent une idée de l'ampleur des ajustements effectués. Bien que les ajustements au niveau de la tête aient été en dehors de la région d'intérêt de convergence, il était essentiel de corriger les inconforts de cette région, puisque la perception des régions subséquentes pouvait être ternie par de l'inconfort au niveau de la tête ou du cou.

Conceptuellement, il serait envisageable que le peaufinage ramène les profils de différentes cibles vers une solution commune dite « parfaite ». Cependant, les profils peaufinés, comme illustrés à la Figure 40 a), restent distinctifs les uns des autres. À la Figure 40 b), les homologues originaux sont illustrés comme référence. Ces profils étaient verticalement décalés de sorte que leur 13^e latte soit à 4 cm de hauteur afin de faciliter la comparaison. Un second exemple d'un sujet féminin (F12) est présenté à la Figure 41. Ces profils présentent des courbes distinctives particulièrement au niveau des lombaires, des fessiers et des jambes. Une étude axée sur l'analyse des paramètres géométriques pourrait révéler davantage, comme des corrélations entre les caractéristiques géométriques du lit et le confort subjectif.

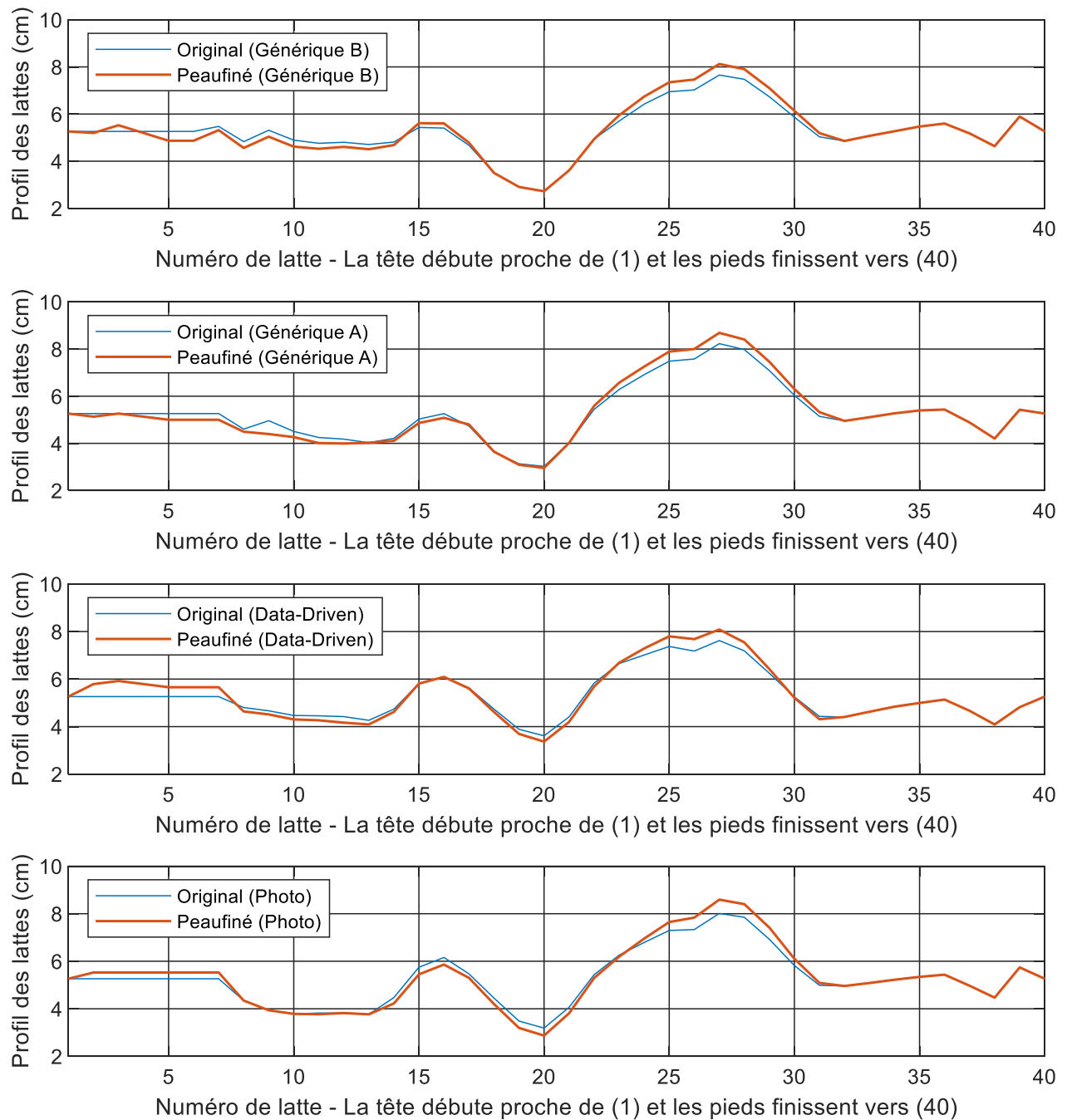


Figure 39. Comparaison entre les profils originellement convergés et les profils peaufinés des quatre cibles de répartition de forces de support pour un exemple typique (G17).

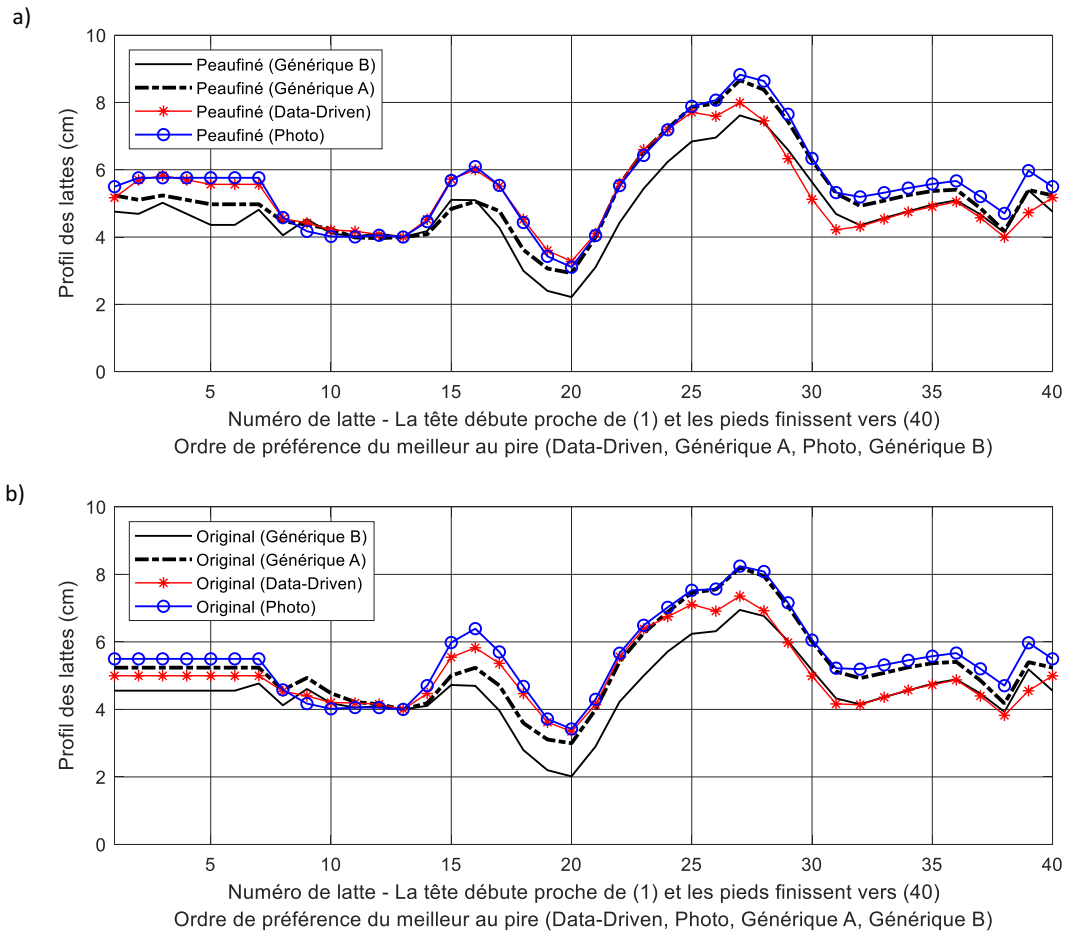


Figure 40. Exemple typique d'un sujet masculin (G17) : a) Comparaison des profils peaufinés des quatre cibles et b) comparaison des profils originalement convergés des quatre cibles.

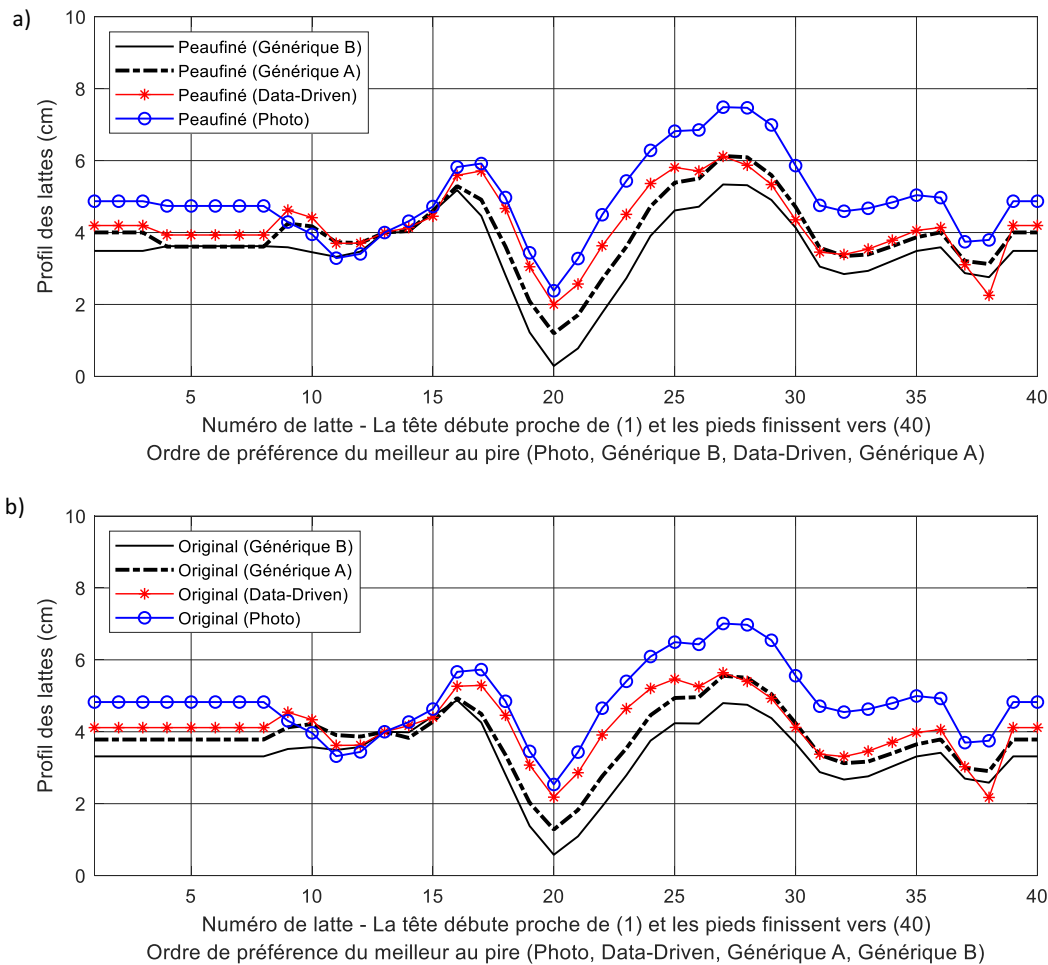


Figure 41. Exemple typique d'un sujet féminin (F12) : a) Comparaison des profils peaufinés des quatre cibles et b) comparaison des profils originalement convergés des quatre cibles.

6.3 Résultats de l'évaluation du confort subjectif des profils peaufinés

Les résultats de l'évaluation comparative du confort subjectif des profils peaufinés sont illustrés au Tableau 3. Dans le même tableau, les résultats homologues des profils originalement convergés sont aussi présentés permettant ainsi d'observer les changements de préférence. À ce sujet, le processus de peaufinage a diversifié le titre du profil préféré. Précédemment dominant dans la fréquence du 1^{er} rang, les cibles Photo ont augmenté leur rang global de 1.64 à 1.86. Le même phénomène est observé pour les cibles Génériques A qui ont réduit leur rang global de 3.68 à 3.11. En outre, les écarts-types de toutes les cibles, excepté celui de la Photo des sujets féminins, se sont accrus. De plus, bien que rares, certains profils sont passés du 4^e rang au 1^{er} rang à la suite du processus de peaufinage ou vice-versa. Ce revirement des classements de préférence illustre l'impact que peuvent avoir les goûts personnels dans la recherche du confort optimal. Dans la prochaine section, une analyse portée sur la quantité d'ajustements et sur le

confort subjectif tentera d'établir une corrélation possible entre ces deux éléments.

Tableau 3. Classements des préférences des cibles de répartition de forces de support allant de plus aimée (1) à moins aimée (4) pour les profils originalement convergés et pour les profils peaufinés.

	Profils Peaufinés				Profils Originaux			
Sujets	Photo	Data Driven	Générique A	Générique B	Photo	Data Driven	Générique A	Générique B
F02	2	1	3	4	3	1	2	4
F03	2	3	4	1	1	2	3	4
F04	2	3	1	4	1	2	3	4
F05	1	2	3	4	1	2	3	4
F06	2	1	3	4	2	3	1	4
F07	1	3	2	4	1	2	3	4
F08	1	3	2	4	1	3	2	4
F09	1	2	3	4	2	1	3	4
F10	4	3	2	1	4	3	1	2
F11	3	4	1	2	4	2	1	3
F12	1	3	4	2	1	2	3	4
F13	2	3	1	4	1	3	2	4
Moy(F)	1.83	2.58	2.42	3.17	1.83	2.17	2.25	3.75
σ (F)	0.90	0.86	1.04	1.21	1.14	0.69	0.83	0.60
G02	3	2	1	4	1	2	3	4
G03	1	2	3	4	3	1	2	4
G04	1	4	3	2	2	1	3	4
G05	3	4	2	1	2	1	3	4
G06	1	4	3	2	1	2	4	3
G07	1	3	4	2	1	4	2	3
G08	2	4	3	1	2	4	1	3
G09	3	1	2	4	1	3	2	4
G10	1	3	2	4	1	3	2	4
G11	2	4	3	1	3	2	4	1
G12	1	3	2	4	1	3	2	4
G13	2	1	3	4	1	2	3	4
G14	3	2	1	4	1	3	2	4
G15	1	2	3	4	1	2	3	4
G16	2	3	1	4	1	3	2	4
G17	3	1	2	4	2	1	3	4
Moy(G)	1.88	2.69	2.38	3.06	1.50	2.31	2.56	3.63
σ (G)	0.86	1.10	0.86	1.25	0.71	0.98	0.79	0.78
Résultats globaux de tous les sujets								
Moy(Tous)	1.86	2.64	2.39	3.11	1.64	2.25	2.43	3.68
σ (Tous)	0.89	1.03	0.96	1.26	0.95	0.89	0.84	0.72

6.4 La quantité d'ajustements et le confort subjectif

Le peaufinage d'un profil de lattes a induit en moyenne 4.81 cm d'ajustement par sujet, toutes lattes regroupées. La répartition moyenne de la quantité d'ajustements détaillée selon les régions anatomiques telles, le dos, les fessiers et les jambes, est présentée dans la Figure 42. Les profils issus de la cible Générique B nécessitent en moyenne plus d'ajustements que ses homologues, peu importe la région anatomique considérée. Ces profils sont également les moins aimés lors de l'évaluation subjective. À l'inverse, les profils à base des cibles Photo et Data-Driven présentent en moyenne le moins d'ajustements et occupent les deux premiers rangs du classement subjectif global. Y aurait-il donc une corrélation entre la quantité d'ajustements et le confort subjectif?

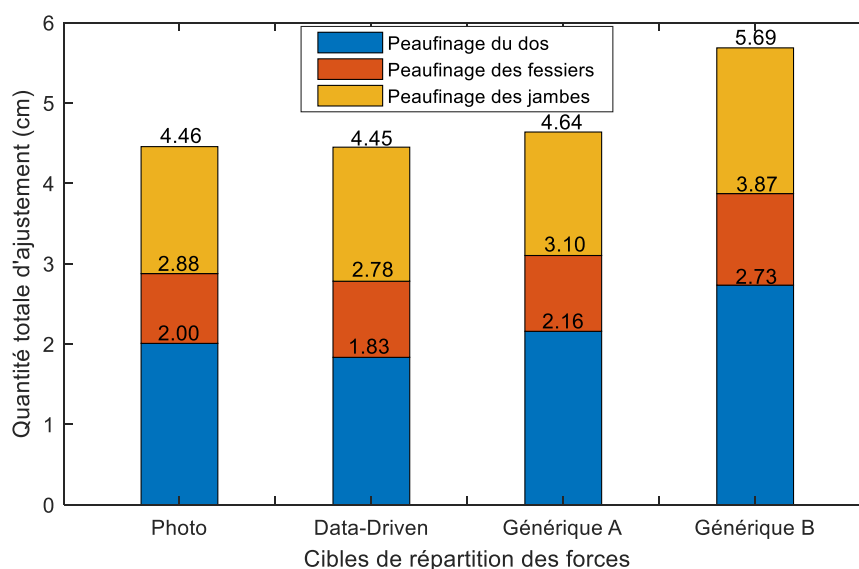


Figure 42. Répartition moyenne de la quantité d'ajustements détaillée selon les régions anatomiques du dos, des fessiers et des jambes pour les quatre cibles de répartition de forces de support.

Partons du début du processus de convergence où le lit instrumenté était plat. À mesure que les lattes convergeaient vers la répartition cible des forces de support, le confort du lit s'améliorait grandement. Cependant au terme de la convergence, rien ne suggérait que ces profils convergés eussent été à l'optimum du confort. De plus, même parmi ces profils convergés, il a été démontré au chapitre 5 qu'une disparité de confort existait entre eux. Ainsi, si une solution au confort « parfait » existait, alors les profils originalement convergés se situeraient chacun à une certaine distance de cette « perfection ». Cette distance à combler pourrait justement être la quantité d'ajustements de peaufinage. Concrètement, il s'agit de la somme des différences absolues entre le profil originalement convergé et le profil peaufiné en cm, tel qu'illustré à la Figure 43.

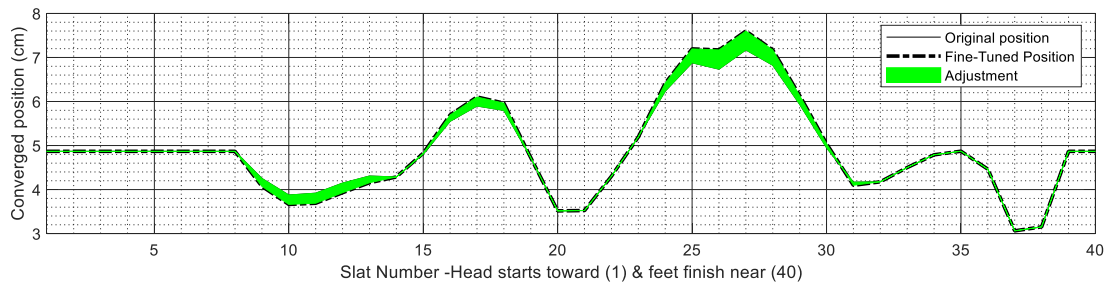


Figure 43. Illustration graphique de l'indicateur *Quantité d'Ajustements* (sujet G07).

Cependant, plusieurs lacunes entourent cette théorie, la première étant la désignation des profils peaufinés comme des profils à confort parfait. Malgré leur confort supérieur par rapport aux profils simplement convergés, rien ne suggère qu'avec d'autres protocoles, d'autres profils peaufinés n'atteindront pas un confort encore meilleur. De plus, les profils peaufinés sont très distinctifs les uns des autres, ce qui indique au mieux une pluralité de solutions dites « parfaites » plutôt que la notion d'une solution suprême unique. Dans le même esprit que le troisième axe d'analyse du chapitre 5-section 3, la corrélation entre la Quantité d'Ajustements et le confort subjectif est analysée. Le système de rang servira ici aussi de format commun d'analyse. D'abord, les données de la Quantité d'Ajustements étaient transformées en rang de 1 à 4, 1 étant celui ayant le moins d'ajustements et 4 étant celui en ayant le plus. Puis, ces rangs ont été reclassés de sorte à répondre à la question suivante : parmi tous les profils subjectivement classés d'un certain rang, quel est le rang moyen de chacun en termes de Quantité d'ajustements? Sur la Figure 44, les rangs reclassés de l'indicateur Quantité d'Ajustements répondant à la question ci-dessus sont présentés. Les rangs nominaux qui les accompagnent servent de titres de comparaison. La corrélation entre la Quantité d'Ajustements et le confort subjectif s'avère faible avec un coefficient de Pearson de 0.214. En outre, les rangs compilés de la Quantité d'Ajustement ne correspondent même pas à l'ordre des rangs nominaux. Cet indicateur ne peut donc être utilisé pour quantifier le niveau de confort subjectif.

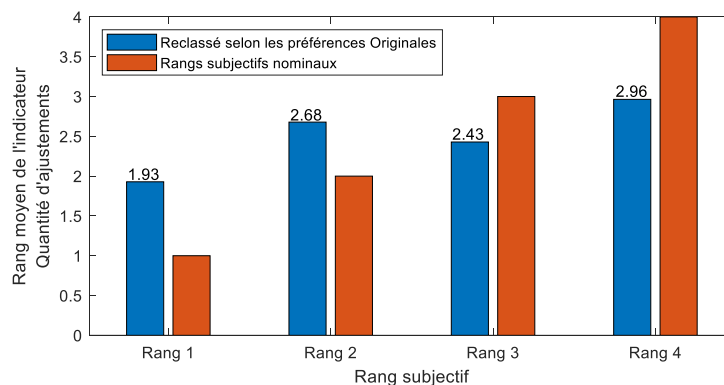


Figure 44. Rangs reclassés de l'indicateur *Quantité d'Ajustements* selon les rangs subjectifs (Axe 3).

Chapitre 7. Conclusion

Dans le contexte d'une continuelle accélération du rythme de la vie au 21^e siècle, il est encore plus important de bien dormir et de récupérer suffisamment afin d'être chaque jour, aussi en forme que possible. Parmi les facteurs qui influencent la qualité du sommeil, le confort de la surface de support, comme celui des matelas-lits, est le principal facteur. Or, la compréhension du concept de confort des matelas-lits n'est pas unanime. La théorie du confort couvrant toutes les parties du corps, qui vise à minimiser la génération de contraintes de cisaillement internes au niveau du tronc, n'a été validée expérimentalement que sur trois sujets, et ce, sans évaluer le confort subjectif pour confirmer le confort « théorique ».

Dans le cadre de cette maîtrise, sur la base de la même théorie du confort, une méthode systématique de minimisation de la génération des contraintes de cisaillement internes est développée. Par le médium d'un lit instrumenté nouvellement développé, facile et rapide d'utilisation, un contrôle direct de la répartition des forces de support permet d'incorporer la personnalisation des cibles en force. En asservissant les forces de support selon la distribution de poids des sujets, un état minimal de contraintes de cisaillement internes est atteint. Pour confirmer cette théorie du confort, une étude expérimentale de 28 sujets à volet quantitatif et subjectif est réalisée. Des options génériques et personnalisées sont ainsi présentées par paires, à l'aveugle, aux sujets pour être classées selon leur préférence de confort subjectif. En même temps, les forces de support sont enregistrées et comparées aux distributions de poids des participants.

Les résultats montrent que les options personnalisées sont mieux classées que les homologues génériques. D'autre part, une corrélation directe existe entre l'indicateur quantitatif de la disparité avec la distribution de poids (*Weight Mismatch*) et le confort subjectif, où un faible *Weight Mismatch* corréle avec un confort subjectif supérieur.

Toutefois, plusieurs limitations entourent l'étude réalisée. Ainsi, le cadre expérimental s'est limité au décubitus dorsal et à une exposition à court terme. Des tests d'une nuit complète pourraient renseigner davantage sur les effets de la personnalisation de la répartition des forces de support. Par ailleurs, un processus de peaufinage des profils de lattes du lit instrumenté aurait également pu être testé. Celui-ci aurait permis d'améliorer encore davantage le confort couché en y intégrant le goût personnel des sujets. En effet, les classements de préférence des profils peaufinés actuels diffèrent significativement des

résultats des profils originalement convergés. L'étude et le contrôle des paramètres géométriques pourraient également s'intégrer à des méthodes d'asservissement en force présentées dans le futur.

En somme, les travaux réalisés dans le cadre de cette maîtrise ont permis de développer avec succès un lit instrumenté capable d'explorer finement différentes variables du confort et de valider expérimentalement une théorie du confort au terme d'un article scientifique dans le *Journal of Biomechanics*. Qui plus est, l'outil sous forme de lit instrumenté, pourrait jouer un rôle crucial dans la mesure anthropométrique nécessaire à la personnalisation des matelas pour le partenaire industriel Matelas René Inc. Une seconde itération de conception serait toutefois de mise afin d'adapter le lit instrumenté à un environnement moins contrôlé. Par ailleurs, la méthodologie présentée dans ce mémoire pourrait inspirer le développement du protocole expérimental d'une étude sur le confort en décubitus latéral ou ventral.

Liste de références

- Agresti, A., 1996. *An Introduction to Categorical Data Analysis*, Wiley Series in Probability and Statistics. Wiley.
- Branton, P., 1969. Behaviour, body mechanics and discomfort. *Ergonomics* 12, 316–327.
<https://doi.org/10.1080/00140136908931055>
- Buckle, P., Fernandes, A., 1998. Mattress evaluation—assessment of contact pressure, comfort and discomfort. *Appl. Ergon.* 29, 35–39. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(97\)00023-9](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(97)00023-9)
- De Koninck, J., Gagnon, P., Lallier, S., 1983. Sleep positions in the young adult and their relationship with the subjective quality of sleep. *Sleep* 6, 52–59.
- Defloor, T., 2000. The effect of position and mattress on interface pressure. *Appl. Nurs. Res.* 13, 2–11.
[https://doi.org/10.1016/S0897-1897\(00\)80013-0](https://doi.org/10.1016/S0897-1897(00)80013-0)
- Denninger, M., Martel, F., Rancourt, D., 2011. A single step process to design a custom mattress that relieves trunk shear forces. *Int. J. Mech. Mater. Des.* 7, 1–16.
- Dolan, P., Adams, M.A., Hutton, W.C., 1988. Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. *Spine* 13, 197–201.
- Gordon, C.C., Blackwell, C.L., Bradtmiller, B., Parham, J.L., Barrientos, P., Paquette, S.P., Corner, B.D., Carson, J.M., Venezia, J.C., Rockwell, B.M., others, 2014. 2012 Anthropometric Survey of US Army Personnel: Methods and Summary Statistics.
- Haex, B., 2004. *Back and Bed: Ergonomic Aspects of Sleeping*, 1 edition. ed. CRC Press, Boca Raton.
- Hansen, R., Cornog, D.Y., 1958. *Annotated bibliography of applied physical anthropology in human engineering*. YOH (HL) CO PHILADELPHIA PA.
- Kent, M., 2007. *The Oxford Dictionary of Sports Science & Medicine*. Oxford University Press.
- Kiphart, M.J., Hughes, J.L., Simmons, J.P., Cross, H.A., 1992. Short-term haptic memory for complex objects. *Bull. Psychon. Soc.* 30, 212–214. <https://doi.org/10.3758/BF03330444>
- Landis, E.M., 1930. Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin. *Heart* 15, 209–228.
- Lawson, R., Fernandes, A.M., Albuquerque, P.B., Lacey, S., 2015. Chapter 19 - Remembering Touch: Using Interference Tasks to Study Tactile and Haptic Memory, in: Jolicoeur, P., Lefebvre, C., Martinez-Trujillo, J. (Eds.), *Mechanisms of Sensory Working Memory*. Academic Press, San Diego, pp. 239–259. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-801371-7.00019-3>
- Leilnahari, K., Fatourae, N., Khodalotfi, M., Sadeghein, M.A., Amin Kashani, Y., 2011. Spine alignment in men during lateral sleep position: experimental study and modeling. *Biomed. Eng. OnLine* 10, 103. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-10-103>
- Lueder, R., 1984. Seat comfort: A review of the construct in the office environment. *Hum. Factors* 25, 701–11. <https://doi.org/10.1177/001872088302500607>
- McLeod, A.G., 1997. Principles of alternating pressure surfaces. *Adv. Wound Care J. Prev. Heal.* 10, 30–36.
- Motmans, R., 2005. DINBelg 2005 - anthropometry table [WWW Document]. URL <http://www.dinbelg.be/anthropometry.htm> (accessed 4.16.20).
- Nachemson, A., Elfström, G., 1970. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises. *Scand. J. Rehabil. Med. Suppl.* 1, 1–40.
- Nicol, K., Rusteberg, D., 1993. Pressure distribution on mattresses. *J. Biomech.* 26, 1479–1486.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90099-Z](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90099-Z)
- Park, S.J., Kim, J.S., Kim, C.-B., 2009. Comfort evaluation and bed adjustment according to sleeping positions. *Hum. Factors Ergon. Manuf. Serv. Ind.* 19, 145–157.
<https://doi.org/10.1002/hfm.20142>

- Pearson, E.J.M., 2009. Comfort and its measurement – A literature review. *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.* 4, 301–310. <https://doi.org/10.1080/17483100902980950>
- Reddy, M., Gill, S.S., Rochon, P.A., 2006. Preventing Pressure Ulcers: A Systematic Review. *JAMA* 296, 974. <https://doi.org/10.1001/jama.296.8.974>
- Rithalia, S., 2005. Assessment of patient support surfaces: principle, practice and limitations. *J. Med. Eng. Technol.* 29, 163–169. <https://doi.org/10.1080/03091900410001731191>
- Shelton, F., Barnett, R., Meyer, E., 1998. Full-body interface pressure testing as a method for performance evaluation of clinical support surfaces. *Appl. Ergon.* 29, 491–497. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(97\)00069-0](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(97)00069-0)
- Shen, W., Galer, I.A.R., 1993. Development of a Pressure Related Assessment Model of Seating Discomfort. *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.* 37, 831–835. <https://doi.org/10.1177/154193129303701039>
- Sinclair, R.J., Burton, H., 1996. Discrimination of vibrotactile frequencies in a delayed pair comparison task. *Percept. Psychophys.* 58, 680–692. <https://doi.org/10.3758/BF03213100>
- Spiegel, K., Sheridan, J.F., Van Cauter, E., 2002. Effect of sleep deprivation on response to immunization. *JAMA* 288, 1471–1472.
- Tochikubo, O., Ikeda, A., Miyajima, E., Ishii, M., 1996. Effects of insufficient sleep on blood pressure monitored by a new multibiomedical recorder. *Hypertens. Dallas Tex* 1979 27, 1318–1324.
- Verhaert, V., 2011. *Ergonomic Analysis of Integrated Bed Measurements: Towards Smart Sleep Systems (Ergonomische analyse van geïntegreerde bedmetingen: op weg naar slimme slaapsystemen)*.
- Whitmore, M., Boyer, J., Holubec, K., 2012. *NASA-STD-3001, Space Flight Human-System Standard and the Human Integration Design Handbook*.
- Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- Wu, J., Yuan, H., Li, X., 2018. A novel method for comfort assessment in a supine sleep position using three-dimensional scanning technology. *Int. J. Ind. Ergon.* 67, 104–113. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.05.012>
- Zhong, S., Shen, L., Zhou, L., Guan, Z., 2014. Predict human body indentation lying on a spring mattress using a neural network approach. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]* 228, 787–799. <https://doi.org/10.1177/0954411914547552>

Annexe A. Interface LabVIEW

La Figure 45 donne un aperçu de l'interface graphique de l'algorithme de contrôle de la répartition des forces de support dans LabVIEW.

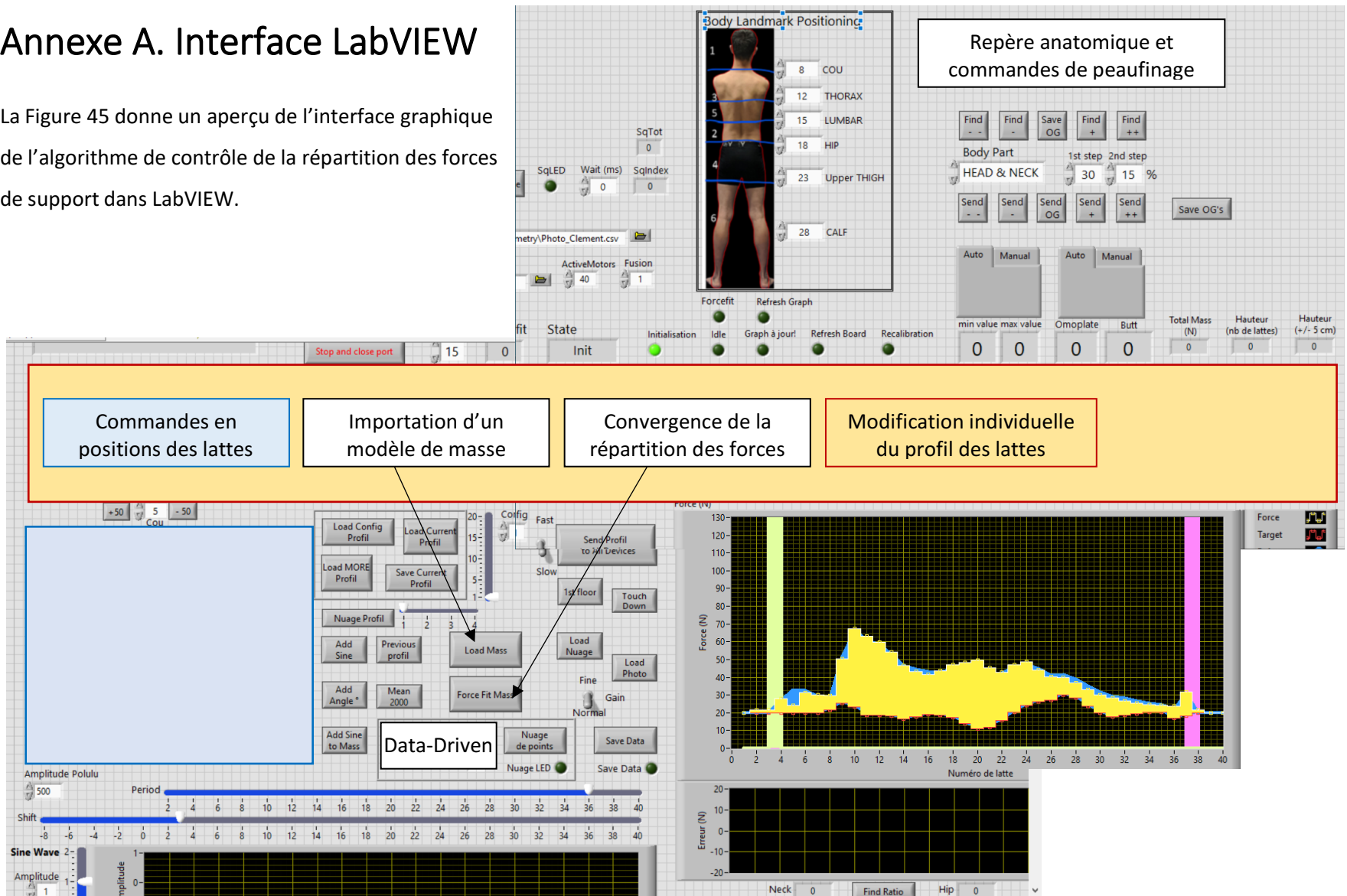


Figure 45. Aperçu de l'interface de l'algorithme de contrôle dans LabVIEW pour le contrôle direct de la répartition des forces de support

Annexe B. Schématisation des circuits imprimés

La Figure 46 illustre le schéma du circuit imprimé responsable d'accueillir à gauche les contrôleurs moteurs Pololu et à droite, l'amplification des signaux des cellules de charges. Les ports de transmissions TX et de réceptions RX sont également connectés en chaine (Daisy-Chain) pour assurer une communication sérielle entre le contrôleur maître et les contrôleurs esclaves. Le multiplexeur qui assure le changement des portes numériques reçoit ses signaux binaires sur le bornier à 6 entrées. La photo du PCB fabriqué est montrée à la Figure 23.

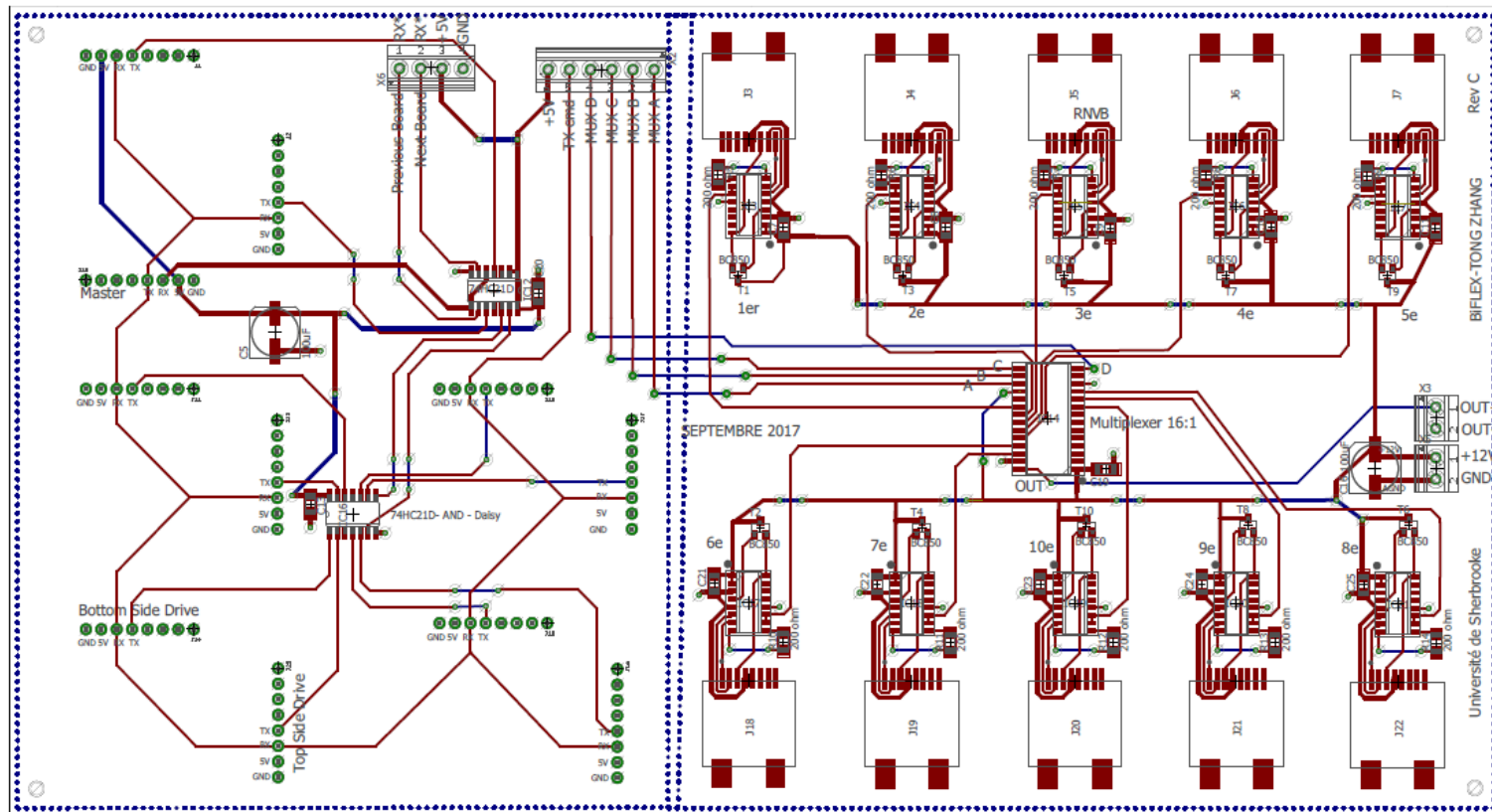


Figure 46. Schéma du circuit imprimé responsable d'accueillir à gauche les contrôleurs moteurs Pololu et à droite, l'amplification des signaux des cellules de charges.

La Figure 47 montre le schéma du PCB responsable des changements de portes des multiplexeurs. Une horloge émet un pulse constant. Celui-ci est acheminé à deux compteurs (décade et 4 bits). Ensuite, des opérateurs logiques « ET » et « OU », traitent ces signaux pour former quatre signaux D, C, B, C nécessaire au contrôle des changements de portes des multiplexeurs. La photo de ce PCB fabriqué est montrée à la Figure 22 b).

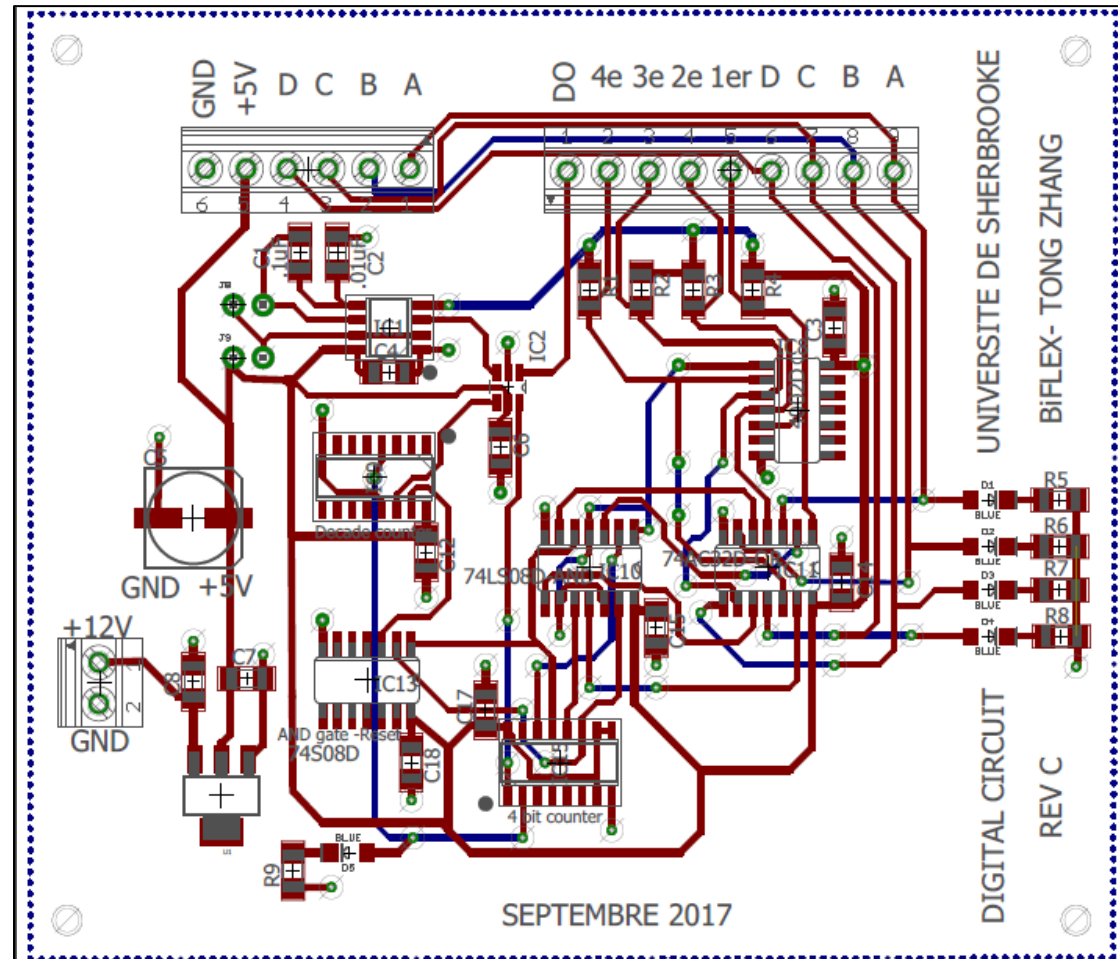


Figure 47. Schéma du circuit imprimé responsable des changements des portes des multiplexeurs.

Annexe C. Distribution de puissance et boîte électrique

La Figure 48 montre la distribution de la puissance électrique du *Power Supply Meanwell RSP-750W* en 40 paires de fils +12V et GND. Ces fils servent à alimenter les contrôleurs moteurs. Plusieurs fusibles sont installés pour protéger les connexions à courant limité. Un second circuit (*XP Power*) alimente en puissance les circuits de conditionnement des signaux. Les calibres des fils électriques utilisés sont identifiés aussi.

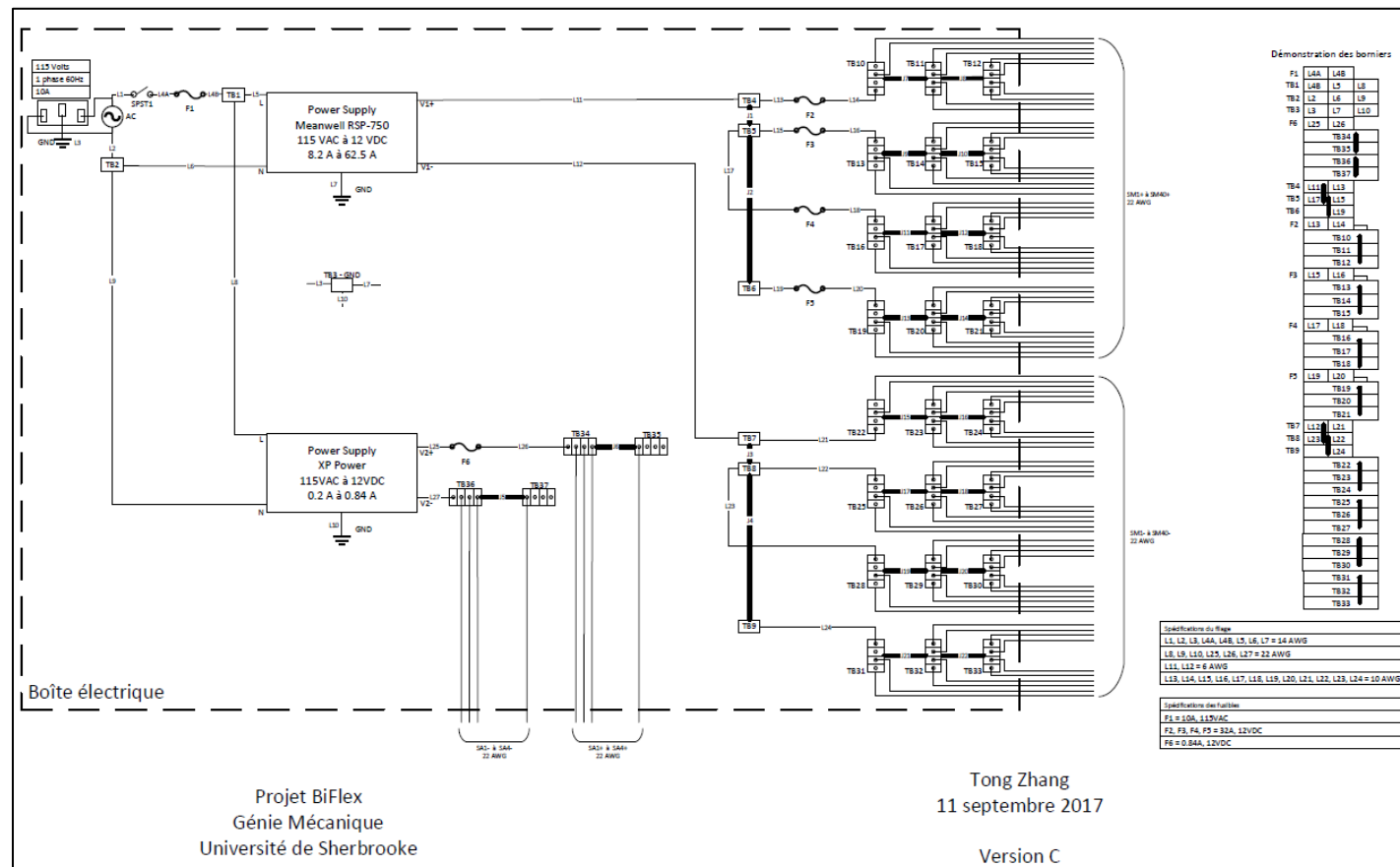


Figure 48. Schéma de la boîte d'alimentation et de la distribution électrique du lit instrumenté.

La Figure 49 montre une photo de l'intérieur de la boîte électrique de distribution de puissance.

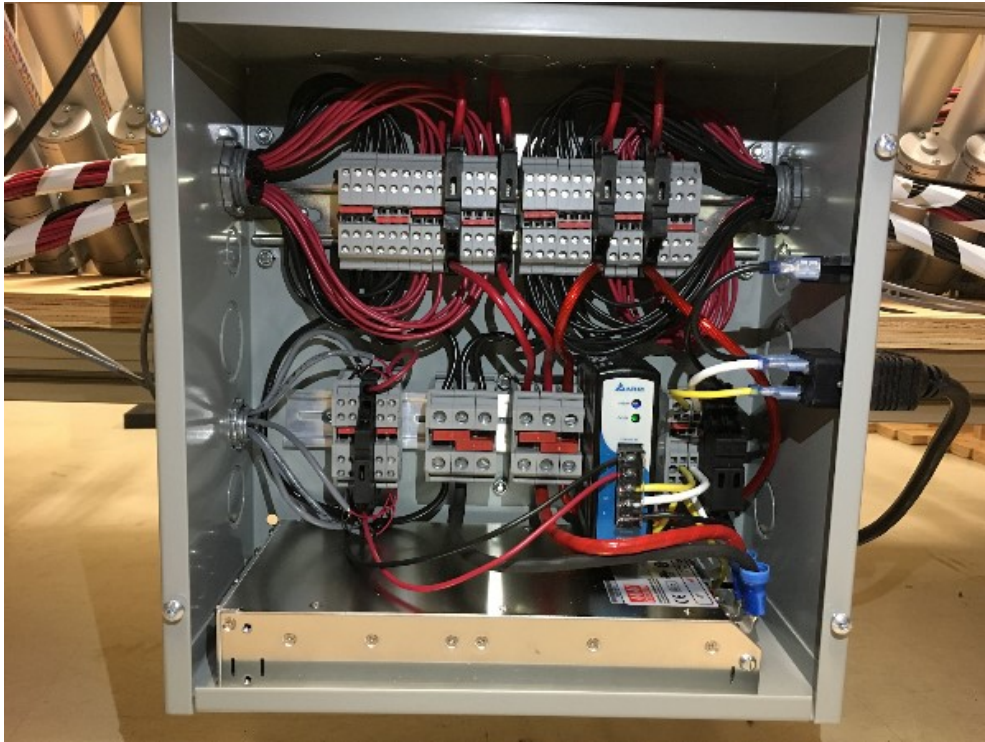


Figure 49. Photo de la boîte électrique de distribution de puissance électrique du lit instrumenté.

La Figure 50 illustre l'installation des fils d'alimentations aux contrôleurs moteurs et l'emplacement des PCB d'acquisitions des signaux dans le lit instrumenté.

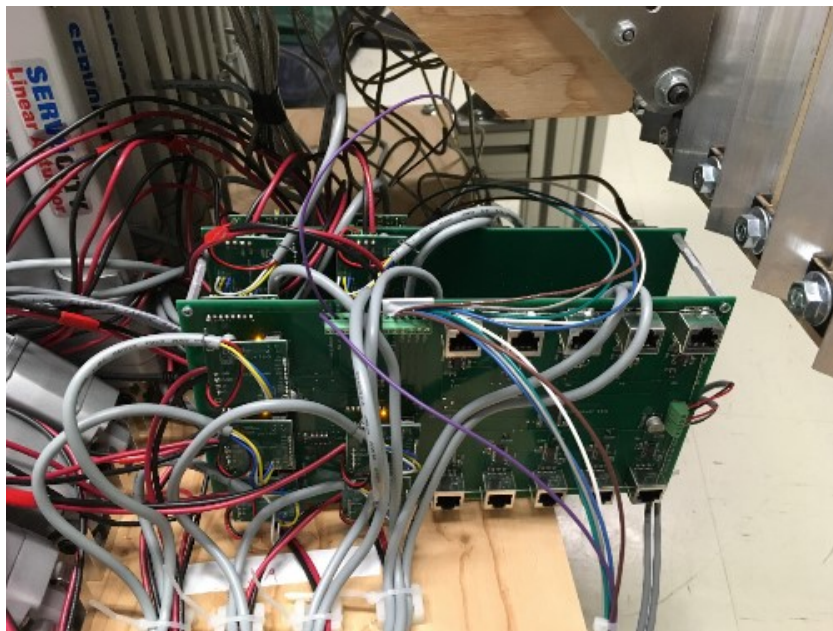


Figure 50. Installation des fils d'alimentations aux contrôleurs moteurs et emplacement des PCB d'acquisitions des signaux.

Annexe D. Problématique du contrôle par port série des 40 actionneurs linéaires

Lorsque les 39 contrôleurs moteurs esclaves étaient connectés via port série au contrôleur moteur maître, des erreurs de commandes en positions arrivaient fréquemment. La recherche des solutions s'est d'abord penchée sur le délai entre deux messages. Dans chaque message, il y avait une commande de position. Avec cette commande, le message comportait aussi l'identification de l'actionneur désiré. Le message est transmis à tous les contrôleurs moteurs, mais seul celui qui se reconnaît à l'identification agit. Les messages étaient codés en binaire et devant cette situation, nous avons supposé que l'envoi consécutif de deux messages pouvait peut-être induire des erreurs de décodage. Malgré l'introduction de délai entre les envois, les erreurs persistaient. Des actionneurs pouvaient arrêter avant la consigne. D'autres pouvaient repartir dans une direction opposée à mi-chemin ou tout simplement ne pas réagir.

En investiguant avec un multimètre, nous avons détecté que le voltage du signal qui devrait correspondre à zéro V, était environ 1.2 V. L'unique contrôleur maître ne pouvait descendre le voltage adéquatement bas dans ce circuit impliquant 39 contrôleurs esclaves. Pour remédier à cette situation, le signal du contrôleur maître est acheminé à un transistor avec une capacité de courant beaucoup plus élevée pour tirer le voltage vers le bas. Selon le fabricant du contrôleur, le voltage tiré vers le bas devrait être inférieur à 0.9 V pour fonctionner correctement.

Le problème du contrôle erratique des actionneurs n'était pas à 100 % remédié, mais à 98 %. Étant donné que chaque séance de convergence peut générer plus de 2000 messages, même 2 % d'erreur peut avoir des conséquences importantes.

Une solution logiciel est implémentée pour corriger les erreurs restantes. Les messages sont envoyés en boucles « *while* » durant la période prévue au déplacement des actionneurs. Cette période est proportionnelle au déplacement individuel maximal au sein du groupe d'actionneurs. De cette manière, un contrôleur qui n'aurait pas reçu le message le recevra lors de la prochaine boucle d'envoi. Également, un actionneur qui s'arrête avant la consigne finale va repartir et rejoindre la position demandée.

Ce problème ne s'est révélé lorsque nous avons testé un système de trois lattes. Dans le futur, d'autres contrôleurs et d'autres circuits seront à explorer.

Annexe E. Protocole de recherche de l'étude expérimentale sur le confort

Version No **1**

Date **26 juin 2018**

Protocole de Recherche

Identification des paramètres anthropométriques à partir d'un lit instrumenté

Denis Rancourt, professeur-chercheur, ing. PhD, U de S

Tong Zhang, étudiant en génie mécanique à la Maîtrise, U de S

Déposé au Comité d'éthique de la recherche du CIUSSS de l'Estrie - CHUS

Centre de recherche du CHUS

3001, 12e avenue Nord

Sherbrooke, Québec

J1H 5N4

Table des matières

1. Introduction et mise en contexte	3
2. Question de recherche et objectifs	4
3. Description de la méthode expérimentale	5
3.1. Données d'intérêt.....	5
3.2 Méthode par photographie	5
3.3 Méthode par lit instrumenté	5
3.4 Mesures additionnelles	6
4. Population, échantillon, recrutement et déroulement.....	7
5. Considérations éthiques.....	8
6. Références.....	9

1. Introduction et mise en contexte

Le sommeil est une activité cruciale dans la vie de tout être humain. D'une part, chacun passe près du tiers de sa vie à dormir. D'autre part, c'est durant ce processus que le corps récupère et que l'esprit se revitalise pour permettre à l'individu d'affronter les défis quotidiens. Une mauvaise qualité de sommeil peut engendrer des maux de dos et de la fatigue; tandis que le manque de sommeil est associé avec plusieurs risques de santé, comme l'augmentation du rythme cardiaque, de la pression artérielle (Tochikubo et al., 1996), et la diminution des fonctions immunitaires (Spiegel et al., 2002).

Plusieurs éléments sont responsables de la qualité de sommeil; il y a par exemple la luminosité, la température, le bruit ambiant (Verhaert, 2011), mais le confort de la surface de support (ensemble matelas et lit) demeure fort probablement le plus important. En effet, la surface de support maintient le corps humain d'une façon telle qu'il permettrait aux muscles et aux disques intervertébraux de récupérer et de se rétablir des chargements quotidiens subis (Nachemson et Elfström, 1970). Une récupération idéale se produirait apparemment lorsque la surface de support permettrait à la colonne vertébrale d'adopter sa forme physiologique naturelle (Dolan, Adams, et Hutton 1988). Un support inadéquat de la colonne vertébrale signifie que certaines portions de la colonne ne sont pas suffisamment supportées par le matelas. Par conséquent, une charge est reprise par les disques intervertébraux générant des contraintes de cisaillements (Denninger et al., 2011). Un matelas pourrait diminuer ces contraintes de cisaillement s'il tenait compte de deux aspects anthropométriques de son utilisateur : son profil géométrique et la distribution de masse de son corps. Puisque ces deux éléments sont très uniques d'un individu à l'autre, il est nécessaire de personnaliser le support de chaque matelas pour offrir un confort sur mesure (Haex, 2004).

Plusieurs méthodes existent pour déterminer les paramètres anthropométriques d'une personne. Le standard actuel est l'estimation par la stéréophotogrammétrie. Cette technique reconstruit un modèle 3D du corps humain à partir de photographies, fournissant ultimement un profil géométrique et une distribution de masse approximative (Denninger

D'autres outils manuels comme le « spinal mouse » (Livanelioglu et al., 2016; Ripani et al., 2008) ou les règles flexibles (de Oliveira et al., 2012; Rheault, 1989) permettent d'obtenir la forme de la colonne vertébrale, mais les résultats dépendent fortement de la manipulation.

Dans un effort de fournir un matelas confort sur mesure, Matelas René inc. et l'Université de Sherbrooke ont entrepris le projet *BiFlex*. Le volet du projet en question dans cette demande concerne le développement d'un outil de mesures anthropométriques. Ces mesures sont nécessaires pour la personnalisation du confort de sommeil pour le futur client.

L'approche utilise un lit instrumenté composé de 40 lattes transverses, dont la position est ajustée par des actuateurs électromécaniques sur une hauteur maximale de 4 pouces. Lorsque le sujet est couché sur le lit, la répartition des charges (forces) sur le lit est mesurée par des cellules de force, incorporées dans chacune des lattes. Ce lit est conçu et fabriqué afin d'obtenir les données morphologiques des usagers, les modèles théoriques démontrant que cela est possible si on dispose d'une base de données de distributions de masse.

2. Question de recherche et objectifs

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer la précision de la méthode de mesure anthropométrique par lit instrumenté. Cette étude fait partie d'un projet de recherche subventionné par le CRSNG. Les données anthropométriques d'intérêt sont la distribution de masse et le profil géométrique du corps. Une étude comparative sera conduite. D'abord la méthode de référence sera la méthode par photographie. Chaque sujet sera photographié pour construire un modèle 3D de leurs corps. Le modèle 3D constitue le profil géométrique, et avec les tables anthropométriques de densité, la distribution de masse est obtenue. Puis, les sujets seront mesurés à l'aide de la méthode par lit instrumenté proposée. Une analyse comparative sera effectuée pour quantifier la précision de la nouvelle méthode.

3. Description de la méthode expérimentale

3.1. Données d'intérêt

Les données collectées sont : la répartition des forces enregistrées par le lit instrumenté; les configurations des lattes durant l'ajustement; les deux photos pour la construction du modèle 3D; le profil de la colonne vertébrale mesuré par des caméras Optotrack; et les données du matelas de pression pour lit plat et ajusté. La masse, la grandeur et le sexe de la personne sont également comptabilisés dans l'étude.

3.2 Méthode par photographie

- 1) Le sujet enfle des vêtements moulants;
- 2) Prise de photo de face et latérale du sujet; et
- 3) Traitement d'image et construction d'un modèle 3D du corps formé d'ellipses superposées

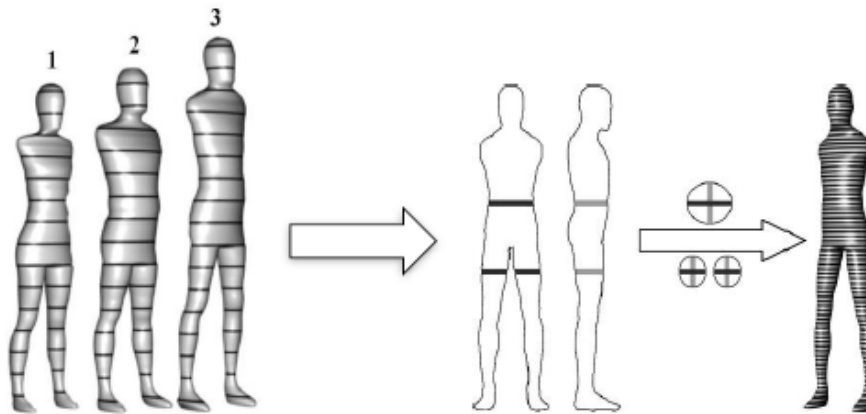


Figure 1. Méthode photogrammétrie pour obtenir un modèle 3D

3.3 Méthode par lit instrumenté

Le sujet monte et se couche sur le lit instrumenté. Celui-ci est initialement à plat, puis les lattes montent à une hauteur de 2 po presque toutes simultanément. Les forces appliquées sur chaque latte sont enregistrées. Dépendamment de la force mesurée sur la latte, cette dernière va être appelée à monter ou à descendre. Ce processus d'ajustement de la hauteur des lattes se fait sur toutes les lattes sur lesquelles repose le sujet. Ce processus est répété

environ 7 à 10 fois pour converger vers une position ajustée pour le sujet. La répartition des forces et la position des lattes à cette convergence seront enregistrées dans une base de données. Par la suite, ces données sont utilisées dans un algorithme d'optimisation heuristique de la distribution de masse. Les nouvelles données de distribution de masse sont utilisées pour une autre itération d'ajustement pour le sujet. Toute cette méthode est appliquée d'abord avec le sujet couché sur le dos, puis une seconde fois avec le sujet couché sur le côté. Par ailleurs, un oreiller est fourni et un matelas de 0.5 po d'épaisseur est installé sur les lattes en bois d'une largeur de 2 po chacune. Cette procédure est répétée deux autres fois pour démontrer la stabilité de la méthode d'identification.

3.4 Mesures additionnelles

Tableau 1. Mesures anthropométriques additionnelles et leur méthode de mesure

Mesure	Instrument de mesure
Masse totale	Balance
Grandeur	Ruban à mesurer
Géométrie de la colonne vertébrale	Caméra Optotrak et sonde passive ¹
Distribution de pression couchée à plat	Matelas de pression <i>Xsensor ForeSite</i>
Distribution de pression couchée en position ajustée	Matelas de pression <i>Xsensor ForeSite</i>

1. Une sonde Optotrak envoie au système de mesure sa coordonnée dans l'espace 3D (Figure 1). Cette méthode non invasive permet de collecter la géométrie de la colonne vertébrale.



Figure 2. a) Sonde passive Optotrak, et b) Matelas de pression *Xsensor ForeSite*

4. Population, échantillon, recrutement et déroulement

Pour valider la capacité de la méthode par lit instrumenté à déterminer les paramètres anthropométriques pour une variété de morphologies, 26 adultes, dont 13 hommes et 13 femmes participeront à l'étude. L'échantillon devra être diversifié de sujet grand, moyen et petit en grandeur, mais également mince, musclé et corpulent en poids. Le Tableau 2 présente la variété des groupes recherchée. Le fonctionnement sera du type premier arrivé, premier servi jusqu'à ce que chaque groupe/morphologie soit complet. Les qualificatifs sont basés sur les statistiques de percentile de la population et une appréciation subjective du chercheur. Cette classification n'est toutefois pas critique pour le projet et pourrait être modifiée dans le cas d'absence de sujets pour une ou l'autre des classes morphologiques. Une annonce sera envoyée au sein de la communauté universitaire de Sherbrooke par courriel et par annonces sur les portes de la Faculté de génie, ou de la Faculté d'éducation physique et sportive. Les sujets doivent être en santé et n'avoir aucun mal au dos depuis un minimum de 2 mois. Une compensation monétaire de 30\$ permettra de compenser le sujet pour les inconvénients relativement au temps et déplacement relatifs à la participation à l'étude.

Une séance dure environ 1h30. D'abord, il y a une explication du projet au participant et le déroulement de la séance. Puis, le sujet se change pour enfiler ses propres vêtements moulants (pour le bas du corps, des leggings sont adéquats et pour le haut une camisole ajustée, sont des exemples). La prise de photos et la mesure par Optotrack s'en suivent. Par après, le sujet monte sur le lit instrumenté et la séance de mesure sur le lit instrumenté débute telle que décrite à la section 3.3 Méthode par lit instrumenté. Une fois que les mesures sur le dos et sur le côté sont prises, la séance est terminée et le chercheur remercie le volontaire.

Tableau 2. Population des volontaires

Morphologie (Grandeur et poids)	Homme	Femme
Grand et mince		
Grand et musclé		
Grand et corpulent		
Moyen et mince		
Moyen et musclé		
Moyen et corpulent		
Petit et mince		
Petit et musclé		
Petit et corpulent		

5. Considérations éthiques

Le projet de recherche sera soumis au Comité d'éthique de la recherche de l'Université de Sherbrooke et ne pourra être exécuté qu'avec l'accord obtenu de ce dernier. Afin de répondre au principe de respect de la dignité humaine, la confidentialité et le respect de la vie privée des participants, des mesures seront prises tout au long du projet. Les informations des participants seront conservées dans un endroit sécurisé par trois clés d'accès. L'accès aux locaux et aux ordinateurs est restreint selon les politiques de l'Université de Sherbrooke et selon les politiques du laboratoire du chercheur principal. Nous ne voyons aucun risque ou inconvénient lié à la participation à l'étude.

6. Références

- de Oliveira, T.S., Candotti, C.T., La Torre, M., Pelinson, P.P.T., Furlanetto, T.S., Kutchak, F.M., Loss, J.F., 2012. Validity and Reproducibility of the Measurements Obtained Using the Flexicurve Instrument to Evaluate the Angles of Thoracic and Lumbar Curvatures of the Spine in the Sagittal Plane. *Rehabil. Res. Pract.* 2012. <https://doi.org/10.1155/2012/186156>
- Denninger, M., Martel, F., Rancourt, D., 2011. A single step process to design a custom mattress that relieves trunk shear forces. *Int. J. Mech. Mater. Des.* 7, 1–16.
- Haex, B., 2004. *Back and Bed: Ergonomic Aspects of Sleeping*, 1 edition. ed. CRC Press, Boca Raton.
- Livanelioglu, A., Kaya, F., Nabiyeve, V., Demirkiran, G., Firat, T., 2016. The validity and reliability of “Spinal Mouse” assessment of spinal curvatures in the frontal plane in pediatric adolescent idiopathic thoraco-lumbar curves. *Eur. Spine J. Off. Publ. Eur. Spine Soc. Eur. Spinal Deform. Soc. Eur. Sect. Cerv. Spine Res. Soc.* 25, 476–482. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3945-7>
- Nachemson, A., Elfström, G., 1970. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises. *Scand. J. Rehabil. Med. Suppl.* 1, 1–40.
- Rheault, W., 1989. Intertester Reliability of the Flexible Ruler for the Cervical Spine. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 10, 254–256. <https://doi.org/10.2519/jospt.1989.10.7.254>
- Ripani, M., Di Cesare, A., Giombini, A., Agnello, L., Fagnani, F., Pigozzi, F., 2008. Spinal curvature: comparison of frontal measurements with the Spinal Mouse and radiographic assessment. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 48, 488–494.
- Spiegel, K., Sheridan, J.F., Van Cauter, E., 2002. Effect of sleep deprivation on response to immunization. *JAMA* 288, 1471–1472.
- Tochikubo, O., Ikeda, A., Miyajima, E., Ishii, M., 1996. Effects of insufficient sleep on blood pressure monitored by a new multibiomedical recorder. *Hypertens. Dallas Tex* 1979 27, 1318–1324.
- Verhaert, V., 2011. *Ergonomic Analysis of Integrated Bed Measurements: Towards Smart Sleep Systems (Ergonomische analyse van geïntegreerde bedmetingen: op weg naar slimme slaapsystemen)*.

Annexe F. Formulaire de consentement de l'étude sur le confort

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT A LA RECHERCHE

Titre du projet: *Identification des paramètres anthropométriques à partir d'un
lit instrumenté*

Organisme subventionnaire CRSNG

Chercheur ou chercheuse principal(e): Denis Rancourt Professeur titulaire,
Université de Sherbrooke.

Chercheur(s) associé(s): Tong Zhang, Étudiant de Maitrise en
génie mécanique à l'Université de
Sherbrooke

POUR INFORMATION

Du lundi au vendredi entre 8h et 16h, vous pouvez communiquer avec :

M Tong Zhang Tél : (819) XXX-XXX ou au tong.zhang@usherbrooke.ca

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche d'identification des paramètres anthropométriques afin d'offrir un confort sur-mesure à des usagers. Ce projet de recherche s'inscrit dans les activités de recherche de Tong Zhang, étudiant à la maîtrise en recherche génie mécanique sous la supervision du Pr Denis Rancourt professeur à la faculté de génie, de l'université de Sherbrooke, Québec, Canada. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent. Si vous acceptez de participer au projet de recherche, vous devrez signer le formulaire de consentement à la fin du présent document et nous vous en remettrons une copie pour vos dossiers.

Ce formulaire d'information et de consentement vous explique le but de ce projet de recherche, les procédures, les risques et inconvénients ainsi que les avantages, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin. Il peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions nécessaires au chercheur responsable du projet ou aux autres personnes affectées au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

NATURE ET OBJECTIFS DU PROJET DE RECHERCHE

Nous tentons de comparer une nouvelle méthode de mesures anthropométriques afin d'obtenir la distribution de masse et le profil géométrique du corps pour offrir des confort personnalisés de matelas.

DÉROULEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

Votre participation consiste en une séance expérimentale d'environ 1h30.

Lors de votre participation, vous devez apporter des vêtements moulants/ajustés. À votre arrivée au laboratoire, le projet vous sera présenté. Ensuite, vous devrez enfiler les vêtements moulants/ajustés pour la prise de deux photos du corps en position frontale et latérale.

Par la suite, vous monteriez sur le lit instrumenté et vous coucherez sur le dos. Assurez-vous d'être relaxe. Le chercheur vous indiquera les prochains mouvements des lattes du lit instrumenté. Les lattes du lit instrumenté vont s'adapter aux formes de votre corps. Le chercheur vous demandera si la position est confortable et qu'est-ce qui pourrait être mieux. Une courte pause s'en suit et le processus sur le lit instrumenté se répète une seconde fois.

COLLABORATION DU PARTICIPANT

- Amener des vêtements moulants/ajustés.
- Éviter des mouvements brusques sur le lit instrumenté.
- Lorsque vous êtes couché sur le lit instrumenté, demeurer couché et se relever seulement lorsque le chercheur vous l'indiquera.

RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION AU PROJET DE RECHERCHE

Les risques et inconvénients sont plutôt restreints, car les manipulations ne sont pas invasives de nature. Nous ne voyons aucun risque potentiel relativement aux tests.

AVANTAGES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION AU PROJET DE RECHERCHE

Votre participation à ce projet de recherche pourrait contribuer à l'avancement des connaissances dans le domaine de l'anthropométrie, du confort et du sommeil.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET POSSIBILITÉ DE RETRAIT DU PROJET DE RECHERCHE

Votre participation à ce projet de recherche est volontaire. Vous êtes donc libre de refuser d'y participer. Vous pouvez également vous retirer de ce projet à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raisons, en faisant connaître votre décision au chercheur responsable du projet ou à l'un de ses assistants.

Toute nouvelle connaissance acquise durant le déroulement de l'étude qui pourrait affecter votre décision de continuer d'y participer vous sera communiquée sans délai.

CONFIDENTIALITÉ

Durant votre participation à ce projet, le chercheur responsable ainsi que son personnel recueilleront et consigneront dans un dossier de recherche les renseignements vous concernant. Seuls les renseignements nécessaires pour répondre aux objectifs scientifiques de ce projet seront recueillis.

Ces renseignements peuvent comprendre le poids, la grandeur, le sexe, l'âge, les 2 photos de face et de profil, la mesure de la forme de la colonne vertébrale, les mesures de forces sur le lit instrumenté, la configuration des lattes, et la pression du corps sur le lit instrumenté.

Tous les renseignements recueillis demeureront strictement confidentiels dans les limites prévues par la loi. Afin de préserver votre identité et la confidentialité des renseignements, vous ne serez identifié que par un numéro de code. La clé du code reliant votre nom à votre dossier de recherche sera conservée par le chercheur responsable du projet de manière sécuritaire.

Les données pourront être publiées dans des revues spécialisées ou faire l'objet de discussions scientifiques, mais il ne sera pas possible d'identifier les participants.

Possibilités de commercialisation / renonciation

Votre participation au projet de recherche pourrait mener à la création de produits commerciaux ou autres qui pourraient éventuellement être protégés par des brevets ou autres droits de propriété intellectuelle. Cependant, vous ne pourrez en retirer aucun avantage financier.

COMPENSATION

Vous recevrez une compensation de 30 \$ pour votre participation à ce projet de recherche, pour tenir compte des inconvénients reliés à votre participation.

PERSONNES-RESSOURCES

Si vous avez des questions concernant votre participation au projet de recherche SVP vous référer à l'encadré de la page 1.

SURVEILLANCE DES ASPECTS ÉTHIQUES

Le Comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du CHUS a approuvé ce projet de recherche et en assure le suivi. De plus, nous nous engageons à lui soumettre pour approbation toute révision et toute modification apportée au protocole de recherche ou au formulaire d'information et de consentement.

Si vous désirez rejoindre l'un des membres de ce comité vous pouvez communiquer avec le Service de soutien à l'éthique de la recherche.

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu le présent formulaire d'information et de consentement, particulièrement quant à la nature de ma participation ou la participation de la personne d'ont j'ai le mandat, au projet de recherche et l'étendue des risques qui en découlent. Je reconnais qu'on m'a expliqué le projet, qu'on a répondu à toutes mes questions et qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre une décision.

Je consens librement et volontairement à participer à ce projet.

Nom du participant <i>(lettres moulées)</i>	Signature du participant\mandataire	Date
---	--	-------------

Nom du témoin <i>(lettres moulées)</i>	Signature du témoin	Date
--	----------------------------	-------------

Nom de la personne qui obtient le consentement <i>(lettres moulées)</i>	Signature de la personne qui obtient le consentement	Date
---	---	-------------

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je certifie qu'on a expliqué au participant les termes du présent formulaire d'information et de consentement, que j'ai répondu aux questions que le participant avait à cet égard et que j'ai clairement indiqué qu'il demeure libre de mettre un terme à sa participation, et ce, sans préjudice.

Je m'engage à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre copie signée au participant.

Nom du chercheur <i>(lettres moulées)</i>	Signature du chercheur	Date
---	-------------------------------	-------------